



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**ANÁLISIS DE LA RODILLA HUMANA MEDIANTE
ELEMENTO FINITO AL INICIO DE LA FASE DE APOYO**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:

TRINIDAD APANCO ROBERTO BELARMINO



DIRECTOR DE TESIS: DR. ÁLVARO AYALA RUIZ

CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO, D.F. 2008

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mis padres por alentarme toda la vida a terminar mis estudios y ser ellos pieza fundamental para que llegara a este punto de mi vida, a mis hermanos por el apoyo que me han brindado toda la vida, a todos uds. gracias por sus consejos y compartir sus experiencias las cuales me han ayudado mucho.

Belarmino Trinidad Villatoro

Esperanza Apanco Galicia

Luis Enrique Trinidad Apanco

Guadalupe Dámaris Trinidad Apanco

A la Facultad de Ingeniería UNAM, por todo el conocimiento teórico, práctico y por haber facilitado los recursos necesarios para la elaboración del presente trabajo.

A mi maestro y director de tesis el *Dr. Álvaro Ayala Ruiz* por la ayuda brindada durante la realización de esta tesis, sus consejos y el conocimiento compartido.

Atte. Roberto B. Trinidad Apanco

ANÁLISIS DE LA RODILLA HUMANA MEDIANTE ELEMENTO FINITO AL INICIO DE LA FASE DE APOYO

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	4	
OBJETIVO	4	
CAPÍTULO 1	ANATOMÍA Y PATOLOGÍAS DE LA RODILLA	5
1.1	Introducción	5
1.2	Articulaciones y tipos de articulación	5
1.3	Anatomía de la rodilla	6
1.4	Superficies articulares	7
1.5	Elementos de la articulación y medios de unión	9
1.6	Patologías	11
1.7	Métodos para diagnosticar problemas en la rodilla	12
1.8	Osteoartritis o Artrosis	12
1.9	Bibliografía y referencias capítulo 1	14
CAPÍTULO 2	LOCOMOCIÓN HUMANA	15
2.1	Introducción	15
2.2	Ciclo de la marcha	15
2.2.1	Subdivisión de la fase de apoyo	16
2.2.2	Subdivisiones de la fase de balanceo	16
2.3	Línea del centro de gravedad	17
2.3.1	Desplazamiento vertical	17
2.3.2	Desplazamiento lateral	17
2.4	Características de la marcha que influyen la línea del centro de gravedad	17
2.5	Métodos de estudio de la marcha	18
2.6	Movimiento de la rodilla en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio	18
2.6.1	Análisis cinemático	18
2.6.2	Análisis cinético	19

2.7 Movimiento de la rodilla en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie	20
2.7.1 Análisis cinemática	20
2.7.2 Análisis cinético	20
2.8 Movimiento de la rodilla en el plano sagital durante la fase de balanceo	21
2.9 Bibliografía y referencias capítulo 2	22
CAPÍTULO 3	
BIOMECÁNICA DE LA RODILLA	23
3.1 Introducción	23
3.2 Movimiento y momentos de flexo-extensión	23
3.3 Movimiento y momentos de varo-valgo	25
3.4 Contribución de momento de los ligamentos	29
3.5 Mecánica femorrotuliana	30
3.6 Bibliografía y referencias del capítulo 3	32
CAPÍTULO 4	
ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE LA RODILLA	33
4.1 Introducción	33
4.2 Desarrollo y caso de estudio	33
4.3 Modelado de la geometría	34
4.4 Método de elemento finito	35
4.5 Análisis de resultados	38
4.6 Bibliografía y referencias capítulo 4	55
CONCLUSIONES	56
APÉNDICE A	57
APÉNDICE B	65

INTRODUCCIÓN

Las prótesis que se encuentran actualmente en el mercado resultan muy costosas para el paciente mexicano, dado que los materiales que se emplean (Titanio y acero inoxidable) son de difícil obtención y a que la manufactura de los mismos requiere de precisión y tolerancias muy cerradas.

Actualmente no existe este tipo de tecnología en México, las que se pueden adquirir son de fabricación extranjera, principalmente de Estados Unidos, Suiza y Alemania, y están basadas en población europea y americana, que tiene una complejidad y estatura distinta a la nuestra.

De acuerdo al oficio No. 00727 de la Secretaria de Salud de México en 2003 se colocaron 169 prótesis de rodilla y 186 de cadera, de titanio o cromo-cobalto-molibdeno y polietileno de alta densidad, y de acuerdo al número de pacientes que requerían una prótesis, sólo al 51% se les realizó la implantación de prótesis.

Esta información nos da una idea de lo importante que es realizar un estudio sobre la rodilla humana para contribuir al entendimiento de esta articulación.

OBJETIVO

Para desarrollar diseños de prótesis es necesario conocer el comportamiento del miembro a sustituir y los elementos que componen a la prótesis, por lo que en este trabajo de tesis se plantea como objetivo:

- **Realizar un análisis estructural de la articulación de la rodilla humana mediante elemento finito, al inicio de la fase de apoyo durante el ciclo de la marcha, para conocer el comportamiento de la articulación en este instante de marcha.**

Para cumplir con el objetivo arriba mencionado, ésta tesis se desarrolló de la siguiente manera.

En el capítulo uno se define que es una articulación, se da una descripción de la anatomía de la rodilla y sus principales elementos de articulación. También se hace referencia a las principales patologías que afectan a la rodilla y algunos métodos para diagnosticarlas, por último se trata una de las patologías más comunes de articulación, la osteoartritis.

En el capítulo dos se estudia el concepto de marcha o locomoción humana, su ciclo y cómo fluctúa el centro de gravedad a lo largo del mismo, así como un análisis cinemático y cinético de fases clave de la locomoción.

El tercer capítulo estudia la articulación desde un punto de vista mecánico, la función de dicha articulación, que elementos articulares participan y su función en la rodilla, las cargas que se producen durante la marcha y la magnitud que alcanzan dichas cargas y que la articulación debe resistir.

En el capítulo cuatro se explica el desarrollo que se llevo a cabo para poder realizar el análisis estructural, desde el desarrollo del modelo, hasta la obtención de cargas y resultados. Por último se muestran los resultados obtenidos mediante FEM y se presentan las conclusiones.

CAPÍTULO 1

ANATOMÍA Y PATOLOGÍAS DE LA RODILLA

1.1 Introducción

La rodilla es una de las articulaciones más grandes del miembro inferior del cuerpo humano, participa en las funciones de soporte del peso y la locomoción o marcha humana. En este capítulo, se definirá que es una articulación, la anatomía de la rodilla y los elementos que la componen, así como su funcionamiento y algunas de las patologías más frecuentes que la afectan, haciendo mayor énfasis en aquellas en las que el reemplazo de rodilla o prótesis es necesario.

1.2 Articulaciones y tipos de articulación

Son estructuras complejas, necesarias para el desplazamiento de los huesos. Posibilitan a los huesos que están en contacto, desplazarse uno sobre otro, sin que haya un gran desgaste de los huesos.

Una articulación es definida como: el punto de contacto entre huesos, entre cartílago y huesos o entre dientes y huesos. La estructura de la articulación determina el comportamiento de ésta, debido a ella una articulación puede clasificarse según su movimiento y su estructura [1].

Respecto a sus movimientos existen tres tipos de articulaciones:

- **Sinartrosis;** son las que no permiten el movimiento, por ejemplo los huesos del cráneo.
- **Anfiartrosis;** permiten un ligero movimiento. Las anfiartrosis más típicas son las que se hallan en la columna vertebral.
- **Diartrrosis;** permiten efectuar movimientos bastante amplios. Un buen ejemplo son las articulaciones del hombro, cadera y rodilla.

Dentro de las articulaciones de tipo diartrosis se encuentran la condiloidea, la troclear y las artrodias (Fig. 1.1).

En la articulación de tipo condiloidea; uno de los fragmentos óseos tiene forma redondeada, esférica o elíptica y el otro fragmento óseo tiene una cavidad a modo de molde de aquél.

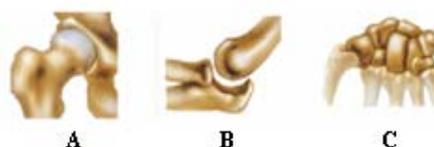


Figura 1.1 Articulación tipo; A condiloidea, B troclear y C artrodias.

En la articulación troclear; uno de los fragmentos óseos tiene forma de polea o tróclea y el otro fragmento óseo se amolda a su morfología.

Artrodias; este tipo de articulaciones se caracteriza por tener las caras articulares prácticamente planas.

1.3 Anatomía de la rodilla

La rodilla es una de las articulaciones que componen al cuerpo humano, y dentro de ellas es la mayor articulación sinovial¹ del cuerpo, en ella se unen tres huesos; el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y por delante y arriba la cara posterior de la rótula o patela como se muestra en la figura 1.2. Esta articulación consta de:

- La articulación entre el fémur y la tibia, que soportan el peso. Articulación femorotibial, que haciendo una analogía con elementos mecánicos se puede considerar del tipo troclear².
- La articulación entre la rótula y el fémur, que permite dirigir la tracción del músculo cuádriceps femoral en sentido anterior sobre la rodilla hasta la tibia sin que el tendón o ligamento se desgaste (Fig. 1.3). Articulación femorrotuliana.



Figura 1.2 Huesos de la rodilla

Consta también de dos meniscos fibrocartilagosos en forma de C, uno a cada lado, uno medial (menisco medial) y otro lateral (menisco lateral) entre los condilos femorales y la tibia, estos acomodan los cambios de forma de las superficies articulares durante los movimientos articulares. Básicamente es una articulación de tipo bisagra que permite los movimientos de flexión y de extensión, es decir, presenta dos grados de libertad [2]. El primer grado son los movimientos de rotación sólo posibles en flexión y que son factibles gracias a la existencia de una articulación troclear. El segundo grado de libertad es el movimiento de flexoextensión.

Como todas las articulaciones de este tipo, la articulación de la rodilla esta reforzada por ligamentos colaterales, uno a cada lado de la articulación. Además dos ligamentos muy fuertes (los ligamentos cruzados) conectan los extremos adyacentes del fémur y la tibia y mantienen sus posiciones opuestas durante el movimiento (Fig. 1.3).

Debido a que esta articulación participa en el soporte del peso, tiene un mecanismo de bloqueo para reducir el grado de energía muscular necesario para mantener la articulación extendida en bipedestación.

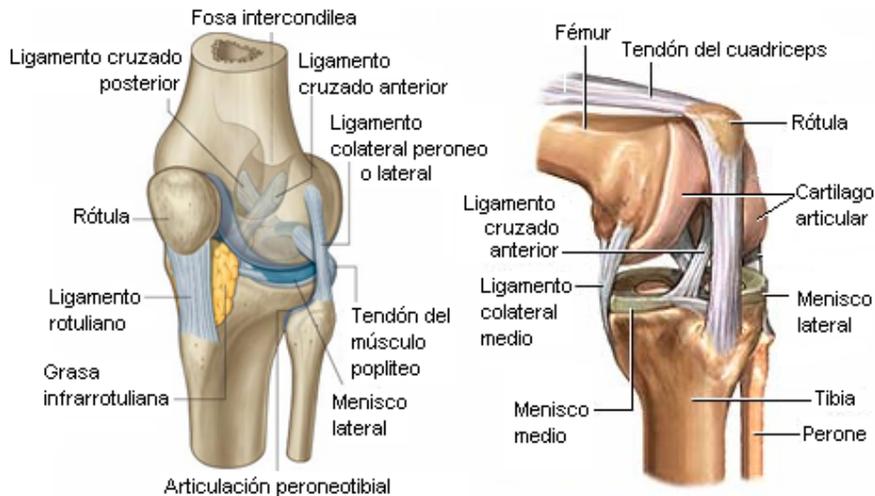


Figura 1.3 Articulación de la rodilla

¹ El **Líquido sinovial** es un fluido viscoso y claro que se encuentra en las articulaciones. Tiene la consistencia de la clara de huevo., y su función es reducir la fricción entre los cartílagos y otros tejidos en las articulaciones para lubricarlas y acolcharlas durante el movimiento. [3]

² La troclear es una articulación con una de sus superficies (la femoral) en forma de polea.

1.4 Superficies articulares

Los extremos de los huesos que contribuyen a la articulación están cubiertos por una capa de cartílago que amortigua los golpes y protege la rodilla. Básicamente, la rodilla es la confluencia de dos huesos largos de la pierna unidos por músculos, ligamentos y tendones [5].

Las principales superficies articulares implicadas son:

- La articulación femorrotuliana que relaciona la tróclea femoral con la cara posterior de la rótula.
- La articulación femorotibial que relaciona los cóndilos³ femorales con las glenoides⁴ tibiales.

La articulación peroneotibial superior se considera una articulación secundaria, y relaciona las carillas articulares correspondientes de la extremidad superior del peroné y la tibia. Es una articulación del tipo artrodiarias, es decir, superficies planas, situada bajo la glenoide externa y localizada en su tercio posterior, ver figura 1.3.

Las superficies de los cóndilos femorales que se articulan con la tibia en flexión de la rodilla son curvas o redondeadas, mientras que las superficies que se articulan en extensión completa son planas (Fig. 1.4). Los meniscos mejoran la congruencia entre los cóndilos femorales y tibiales durante los movimientos articulares, donde la superficie de los cóndilos femorales que se articulan con la meseta tibial varía desde pequeñas superficies curvadas en flexión a grandes superficies planas en extensión.

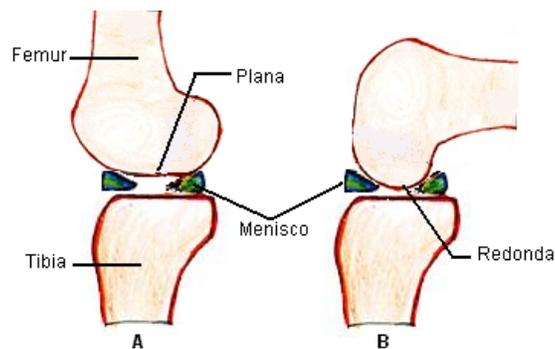


Figura 1.4 Superficies articulares. A. Extendida. B. Flexionada

Existen dos grupos de músculos en la rodilla: el cuádriceps (ubicado en la parte frontal del muslo), que permite enderezar la pierna, y el músculo de parte posterior del muslo, que permite doblar la pierna en la rodilla.

Los tendones son cordones resistentes de tejido que conectan los músculos con los huesos. Los ligamentos son bandas de tejido elástico que conectan los huesos entre sí. Ciertos ligamentos de la rodilla proporcionan estabilidad y protección a las articulaciones, mientras que otros limitan el movimiento de la tibia (hueso de la espinilla) hacia delante y hacia atrás (Fig. 1.5).

³ Cóndilo; Eminencia redondeada, en la extremidad de un hueso, que forma articulación encajando en el hueco correspondiente de otro hueso

⁴ Glenoide; Nombre de las cavidades articulares poco profundas, en la cual entra la extremidad articular de otro [6].

La rótula

La rótula es un hueso sesamoideo, es decir, se encuentra en una situación intratendinosa que le permite actuar como una polea de reflexión, integrado en el aparato extensor y situado entre el tendón del cuádriceps y el tendón rotuliano.

La tróclea

La tróclea ocupa la parte anterior de la extremidad inferior del fémur y es recorrida centralmente por un canal anteroposterior que la divide en dos vertientes: este canal troclear se continúa por atrás con la escotadura intercondílea, ver figura 1.5.



Figura 1.5 Superficies articulares

Los cóndilos

Los cóndilos ocupan la parte baja y posterior de la extremidad inferior del fémur y están separados por la escotadura intercondílea y divergen hacia atrás. La escotadura intercondílea prolonga hacia atrás el canal troclear.

Las glenoides

Las glenoides se apoyan sobre las tuberosidades tibiales superiores externa e interna y están separadas por el espacio interglenoideo. La glenoides externa y la glenoides interna son cóncavas transversalmente, siguiendo la convexidad de los cóndilos correspondientes, el espacio interglenoideo adopta la forma de un reloj de arena, ver figura 1.6.

En suma, el cóndilo interno convexo y la glenoides interna cóncava se prestan a un encaje recíproco, por el contrario, la posición de las dos superficies convexas, del cóndilo externo y de la glenoides externa, no pueden prestarse a la congruencia.

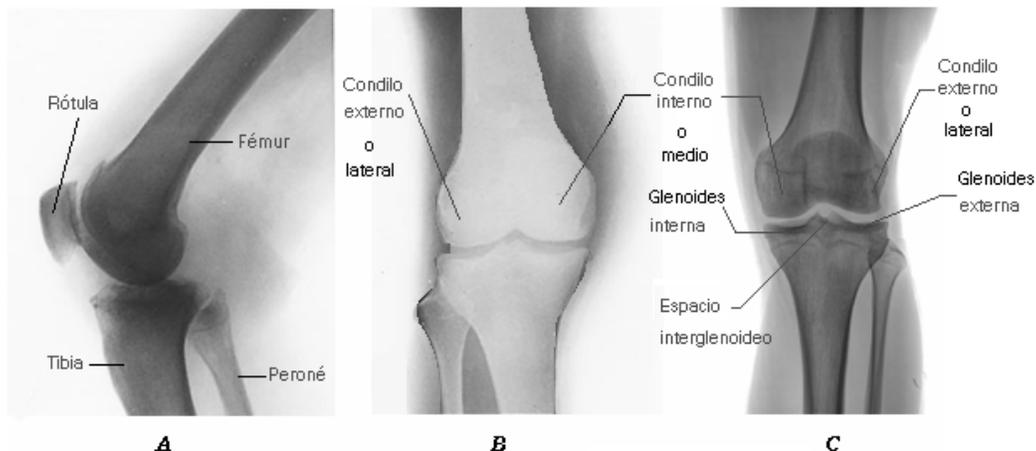


Figura 1.6 Radiografía de la rodilla derecha en tres vistas; A perfil, B frontal y C posterior.

1.5 Elementos de la articulación y medios de unión

En cualquier articulación hay otros muchos elementos a parte de los óseos. Es preciso que una serie de elementos mantengan los huesos unidos, para evitar que se alejen unos de otros y, al mismo tiempo, permitir que se ejecuten determinados movimientos.

Es necesario también que una serie de estructuras permitan que los extremos óseos se deslicen con suavidad, evitando así su desgaste.

Los cinco principales elementos no óseos de las articulaciones son: el cartílago articular, los meniscos, la membrana sinovial, la cápsula articular y los ligamentos.

El cartílago articular

El tejido cartilaginoso es un tipo de tejido conjuntivo formado por células y fibras elásticas y resistentes. Se halla en el interior de una sustancia que tiene una consistencia semidura y que proporciona, precisamente, esa consistencia y elasticidad que caracteriza al cartílago. Todas las superficies articulares están revestidas por una fina capa de cartílago hialino.



Figura 1.7 Rodilla izq. vista posterior

Los Meniscos

Existen dos meniscos (que son estructuras fibrocartilaginosas en forma de C) en la articulación de la rodilla: uno medial (menisco medial) y otro lateral (menisco lateral). Se hallan interpuestos entre los extremos óseos de la articulación femorotibial. Su finalidad es que dichos extremos se adapten de una manera más perfecta y aumentar la superficie de contacto entre los huesos.

Ambos están insertados por cada extremo a carillas situadas en la región intercondílea de la meseta tibial. El menisco medial o interno se inserta alrededor de su borde a la capsula de la articulación y al ligamento colateral tibial, mientras que el menisco lateral o externo no está unido a la capsula. Por tanto, el menisco lateral es más móvil que el medial (Fig. 1.8).

Los meniscos se interconectan a nivel anterior por un ligamento transverso de la rodilla. El menisco lateral también está conectado al tendón del músculo poplíteo, que pasa a nivel superolateral entre este menisco y la cápsula para insertarse en el fémur.

Los meniscos mejoran la congruencia entre los cóndilos femorales y las glenoides tibiales durante los movimientos articulares, donde la superficie de los cóndilos femorales que se articula con la meseta tibial varía desde pequeñas superficies curvadas en flexión a grandes superficies planas en extensión.

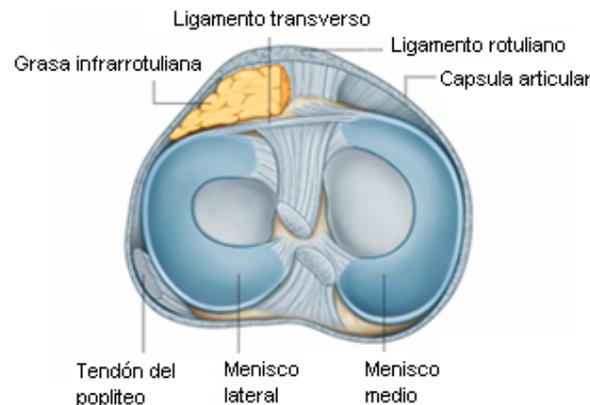


Figura 1.8 El menisco externo o lateral tiene forma de "C" muy cerrada, casi llegando a ser una "O". El Menisco interno tiene forma de "C" más abierta.

Los Ligamentos

Son estructuras fibrosas, a modo de cuerdas, que se hallan junto a las articulaciones. Gracias a ellos, los huesos permanecen debidamente unidos entre sí y ven limitada la amplitud de algunos movimientos.

Los principales ligamentos asociados con la articulación de la rodilla son el ligamento rotuliano, los ligamentos colaterales tibial (medial) y peroneo (lateral), y los ligamentos cruzados anterior y posterior (Fig. 1.9).

- El ligamento rotuliano es básicamente la continuación del tendón del cuádriceps femoral por debajo de la rótula.
- Los ligamentos colaterales, uno a cada lado de la articulación, estabilizan el movimiento en bisagra de la rodilla.
- Los dos ligamentos cruzados están en la región intercondílea de la rodilla y conectan el fémur y la tibia. El ligamento cruzado anterior evita el desplazamiento anterior de la tibia respecto del fémur, y el ligamento cruzado posterior limita el desplazamiento posterior.

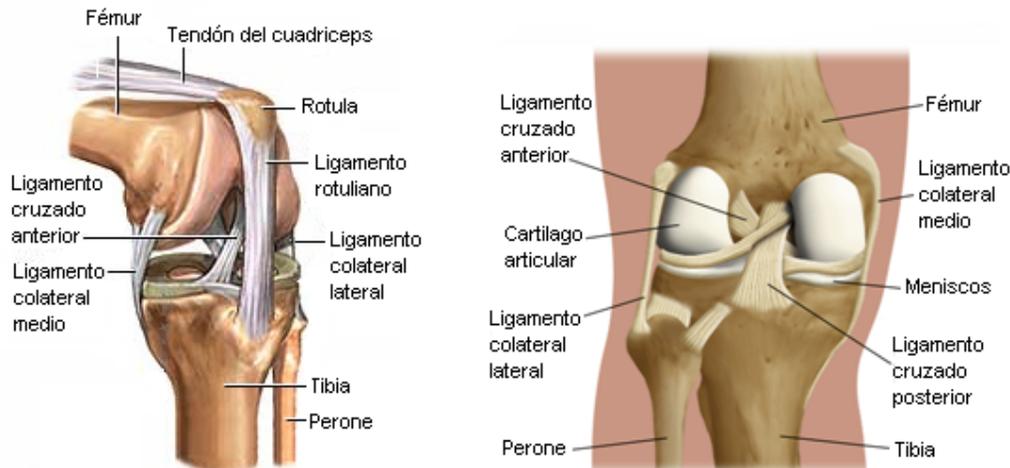


Figura 1.9 Ligamentos de la rodilla.

La membrana sinovial

Es una especie de bolsa que, junto con la cápsula articular, envuelve las articulaciones y las transforma en un compartimiento cerrado. Confiere a la cavidad articular un revestimiento interno de aspecto liso y brillante. Su misión principal consiste en la formación del líquido sinovial.

Después de insertarse este líquido en la unión hueso cartílago, la membrana sinovial de la articulación de la rodilla se inserta en los bordes de las superficies articulares y en los bordes superior e inferior de los meniscos.

A nivel posterior, la membrana sinovial se refleja en la membrana fibrosa de la cápsula articular a cada lado del ligamento cruzado posterior y da la vuelta hacia delante alrededor de ambos ligamentos, por lo que los excluye de la cavidad articular. A nivel anterior, la membrana sinovial está separada del ligamento rotuliano por una almohadilla grasa infrarrotuliana.

La membrana sinovial de la articulación de la rodilla forma bolsas en dos localizaciones para proporcionar superficies de baja fricción para el movimiento de los tendones asociados con la articulación.

La cápsula articular

Es una membrana que envuelve toda la cavidad articular. Se inserta en los bordes de las superficies óseas articulares, y de este modo los extremos óseos siempre se hallan próximos y ven limitados sus movimientos. La cápsula articular es un manguito fibroso que envuelve la extremidad inferior del fémur y la extremidad superior de la tibia, manteniéndolas en contacto y constituye las paredes no óseas de la cavidad articular (Fig. 1.10).

Su misión fundamental es proporcionar estabilidad a todo el conjunto de la articulación.

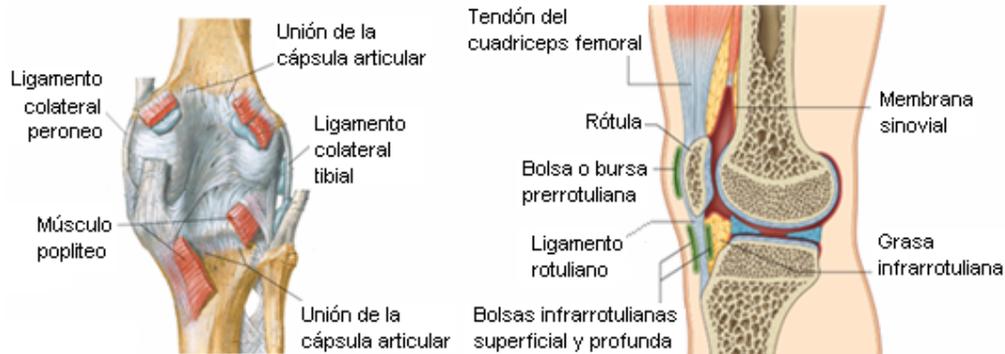


Figura 1.10 Capsula articular de la articulación de la rodilla (izq.), sección sagital de la rodilla (der.).

1.6 Patologías

Muchos problemas de la rodilla son el resultado del proceso de envejecimiento y del uso y desgaste continuo de la articulación de la rodilla (por ejemplo, la artritis). Otros son el resultado de una lesión o de un movimiento repentino que distiende⁵ la rodilla. Entre los problemas más comunes de la rodilla se incluyen los siguientes [5]:

- **Esguince o distensión de los ligamentos y, o músculos de la rodilla.**
Por lo general, esto sucede cuando la rodilla sufre un golpe fuerte o una torcedura repentina. Con frecuencia, los síntomas incluyen dolor, hinchazón y dificultad para caminar.
- **Cartílago desgarrado**
Una lesión de la rodilla puede desgarrar los meniscos (almohadillas de tejido conectivo que actúan como amortiguadores contra golpes y también contribuyen a la estabilidad). Los desgarros de cartílago suelen ocurrir con los esguinces. El tratamiento puede consistir en el uso de un aparato ortopédico al realizar ciertas actividades para impedir daños adicionales a la rodilla. Quizás se deba recurrir a la cirugía para reparar el desgarro.
- **Tendinitis**
Inflamación de los tendones que puede aparecer como resultado del uso excesivo de un tendón durante ciertas actividades como correr, saltar o andar en bicicleta. La tendinitis del tendón rotular se denomina rodilla de saltador. Esta condición se observa con frecuencia en actividades deportivas como el baloncesto, en el que la fuerza con que se choca contra el suelo después del salto distiende el tendón.
- **Artritis**
La osteoartritis es el tipo de artritis más común que afecta a la rodilla. La osteoartritis es un proceso degenerativo en el cual el cartílago de la articulación se desgasta gradualmente, y por lo general afecta a personas de mediana o avanzada edad. Puede ser el producto de una fuerza excesiva sobre la articulación, por ejemplo, en lesiones repetidas o personas con sobrepeso.

⁵ Distensión; Lesión, habitualmente muscular, debida a un esfuerzo físico exagerado [3].

La artritis reumatoide también puede afectar a las rodillas haciendo que la articulación se inflame y destruyendo el cartílago de la rodilla. Comparada con la osteoartritis, la artritis reumatoide suele afectar a personas más jóvenes.

1.7 Métodos para diagnosticar problemas en la rodilla

Además del examen y la historia médica completa, los procedimientos para diagnosticar los problemas de la rodilla pueden incluir los siguientes:

- **Rayos X** - examen de diagnóstico que usa rayos invisibles de energía electromagnética para obtener imágenes de tejidos internos, huesos y órganos en una placa.
- **Imágenes por Resonancia Magnética (su sigla en inglés es MRI)** - procedimiento de diagnóstico que utiliza una combinación de imanes grandes, radiofrecuencias y una computadora para producir imágenes detalladas de los órganos y las estructuras internas del cuerpo; puede detectar a menudo daños o enfermedades en un ligamento o músculo circundante.
- **Tomografía computarizada (su sigla en inglés es CT o CAT)** - procedimiento de diagnóstico por imagen que utiliza una combinación de rayos X y tecnología computarizada para producir imágenes transversales (a menudo llamadas "rebanadas") del cuerpo, tanto horizontales como verticales. Una tomografía computarizada muestra imágenes detalladas de cualquier parte del cuerpo, incluidos los huesos, los músculos, la grasa y los órganos. La tomografía computarizada es más detallada que los rayos X regulares.
- **Artroscopia** - procedimiento de diagnóstico y tratamiento de invasión mínima que se utiliza en las condiciones de las articulaciones. En este procedimiento se emplea un pequeño tubo óptico iluminado (artroscopio) que se inserta en la articulación a través de una pequeña incisión practicada en ella. Las imágenes del interior de la articulación se proyectan en una pantalla y se utilizan para evaluar cualquier cambio degenerativo y, o artrítico en la articulación, para detectar enfermedades y tumores de los huesos y para determinar las causas de la inflamación o dolor de los huesos.
- **Escáner por radionúclidos de los huesos** - técnica nuclear de diagnóstico por imágenes que utiliza una cantidad mínima de material radioactivo que se inyecta en la corriente sanguínea del paciente para que sea detectado por un escáner. Este examen muestra el flujo sanguíneo hacia el hueso y la actividad celular dentro de él.

1.8 Osteoartritis o Artrosis

La osteoartritis o artrosis, también conocida como artropatía degenerativa, *es la más común de las enfermedades articulares y una de las más frecuentes causas de discapacidad física*. Afecta por igual a ambos sexos y a todas las razas, la probabilidad de desarrollarla se incrementa con la edad, alcanzando al 1% de la población menor de 30 años, al 10% de las personas de 40 años, y al 80 % a los 70 años, es una enfermedad muy común de las articulaciones del cuerpo [8].

La degeneración articular puede deberse a una fuerza anómala ejercida a través de la articulación con un cartílago normal o con una fuerza normal ejercida sobre un cartílago anómalo.

La artropatía degenerativa suele producirse en articulaciones sinoviales y el proceso se denomina artrosis.

En las articulaciones donde aparece la artrosis suelen afectarse el cartílago y el hueso, con un cambio limitado de la membrana sinovial, se caracteriza por una abrasión excesiva y prematura del cartílago articular que cubre los extremos óseos de una articulación. Los hallazgos típicos son reducción del espacio articular, eburneación (esclerosis⁶ articular), osteofitos (pequeños crecimientos óseos) y

⁶ Esclerosis; Trastorno caracterizado por el endurecimiento de los tejidos debido a distintas causas como inflamación, depósito de sales minerales e infiltración en las fibras conjuntivas [3].

formación de quistes óseos. A medida que la enfermedad progresa, la articulación pierde su alineación, su movimiento se limita mucho más y puede existir dolor significativo.

La causa de la artropatía degenerativa es incierta, pero existen algunas asociaciones, como la predisposición genética, el envejecimiento (los varones tienden a afectarse antes que las mujeres), el uso excesivo o insuficiente de las articulaciones y las anomalías nutricionales y metabólicas [4].

Se pueden prescribir medicaciones para reducir el dolor causado por la osteoartritis, como el acetaminofeno, aspirina, ibuprofeno, naproxeno. Algunas medicaciones en forma de cremas, ungüento o spray pueden aplicarse sobre la piel afectada para aliviar el dolor.

Cuando ninguno de estos medicamentos puede controlar el dolor de la osteoartritis, se puede considerar la cirugía.

Hay dos procedimientos quirúrgicos que pueden ser usados:

- Artroscopia para extirpar el cartílago dañado
- Reemplazo articular para reemplazar la articulación dañada por una artificial

La figura 1.11 muestra una comparación entre una rodilla sana y una con artrosis en la que es necesario un reemplazo de rodilla.

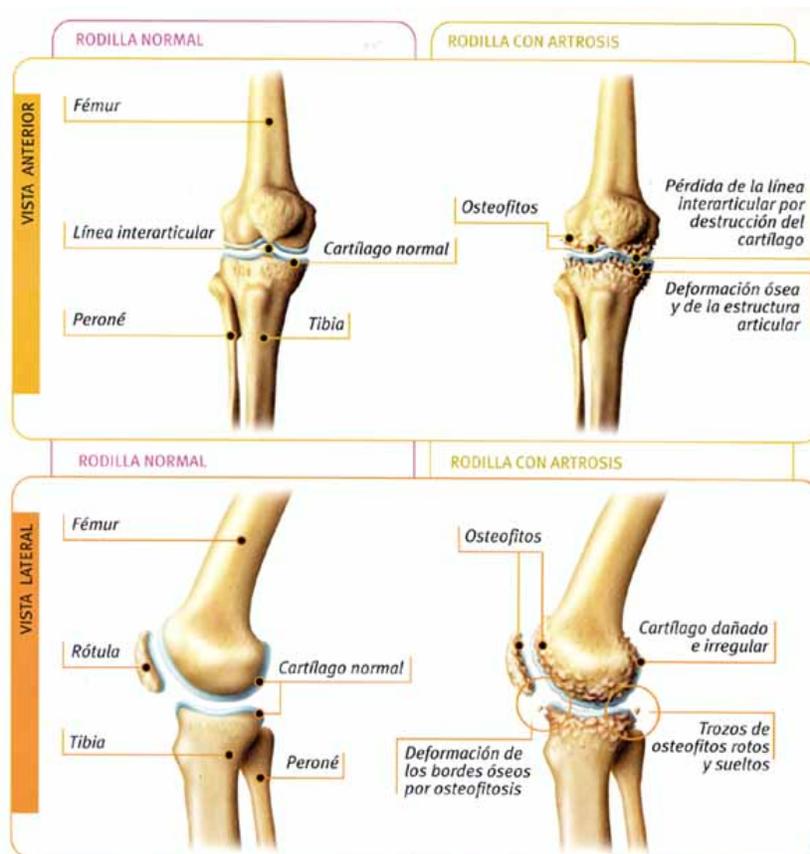


Figura 1.11 Vista anterior (arriba) y lateral (abajo) de una rodilla normal y una afectada por artrosis [7].

1.9 Bibliografía

- [1] Tortora, Gerard J. y Anagnoskos, Nicholas P., Principios de anatomía y fisiología., Martha Castilleja Mendieta, 6ª Ed, México: Ed. Harla, 63 pp.
- [2] Philippe Segal, Marcel Jacob. La rodilla. Masson, s.a. 1985
- [3] Diccionario de medicina Océano Mosby, editorial Grupo Océano, 2007
- [4] Richard L. Drake, Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell, Gray Anatomía para estudiantes. 1ª edición, Ed. Elsevier. 2005
- [5] http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_orthopaedics_sp/kneepain.cfm University of Virginia, Health System, enero 2008
- [6] <http://www.diccionariosdigitales.net/GLOSARIOS%20y%20VOCABULARIOS/MEDICINA-2-HUESOS%20DEL%20CUERPO%20HUMANO.htm>, Glosario medico, enero 2008
- [7] <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/medlineplus.html>, Enciclopedia medica, Medline plus, enero 2008
- [8] http://www.reumaonline.com.ar/enfermedades/Artrosis_index.htm, Dra. Mª. Cristina Lunic, Reumatología, enero 2008

CAPÍTULO 2

LOCOMOCIÓN HUMANA

2.1 Introducción

En este capítulo se hablará del ciclo de la marcha o locomoción humana, y de las diferentes fases en que se divide éste ciclo así como los diferentes factores que intervienen durante el mismo de manera que se pueda entender como es que caminamos. Se presentará también un análisis cinemático y cinético de la marcha pero enfocado únicamente en su relación con la articulación de la rodilla.

2.2 Ciclo de la marcha

La locomoción se refiere al movimiento o cambio de lugar. La marcha es el medio mecánico de locomoción del ser humano, esta se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad (Fig. 2.1).

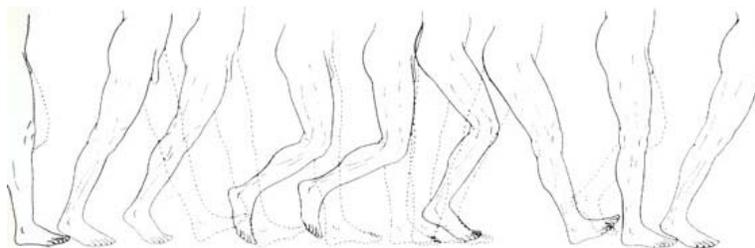


Figura 2.1 Locomoción humana.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (Fig. 2.2). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

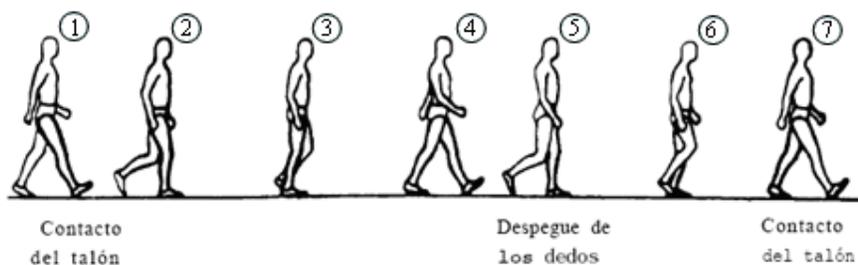


Figura 2.2 Ciclo de la marcha.

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. La longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie (Fig. 2.3).

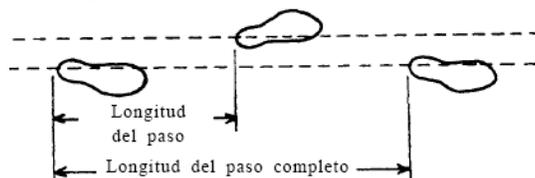


Figura 2.3 Longitud del paso.

Apoyo sencillo, se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo (Fig. 2.4). El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar.

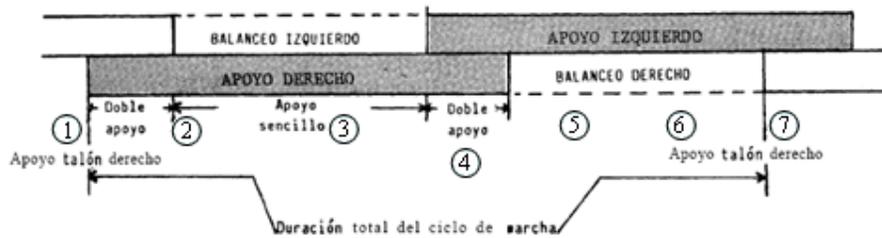


Figura 2.4 Fases de apoyo.

2.2.1 Subdivisión de la fase de apoyo

La fase de apoyo también puede dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón. El despegue se extiende desde la elevación del talón al despegue de los dedos (Fig. 2.5).

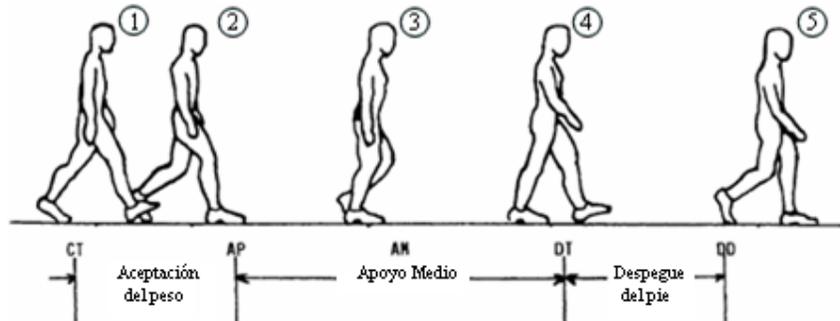


Figura 2.5 Subdivisión de la fase de apoyo.

2.2.2 Subdivisiones de la fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo (Fig. 2.6).

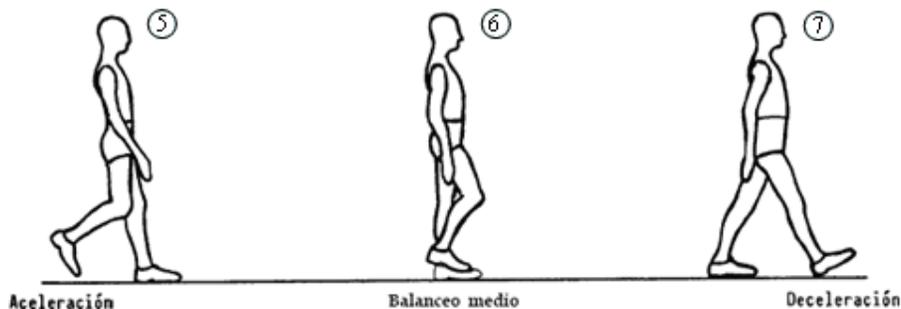


Figura 2.6 Subdivisiones de la fase de balanceo.

2.3 Línea del centro de gravedad

Las leyes de la mecánica dicen que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro. Esta línea recta no es posible en la marcha normal, el centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, teniendo un desplazamiento tanto vertical como lateral.

2.3.1 Desplazamiento vertical

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia delante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación (Fig. 2.7).

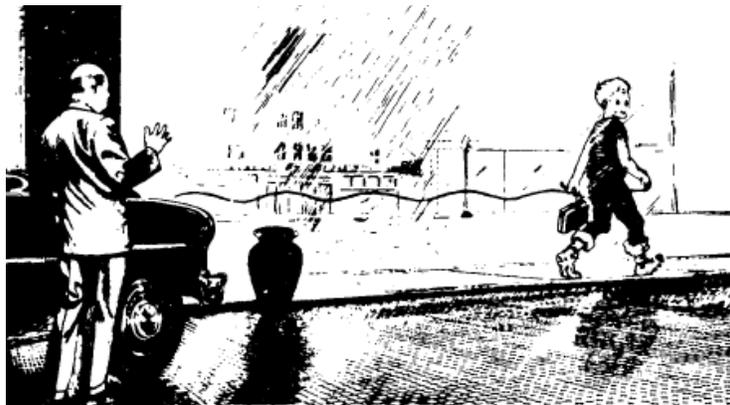


Figura 2.7 La línea muestra el desplazamiento vertical del centro de gravedad del cuerpo.

2.3.2 Desplazamiento lateral

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia delante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es también aproximadamente de 5 cm.

2.4 Características de la marcha que influyen en la línea del centro de gravedad

Durante la marcha, muchas características anatómicas de las extremidades inferiores contribuyen a minimizar las fluctuaciones del centro de gravedad del cuerpo, con lo que se reduce la cantidad de energía necesaria para mantener la locomoción y producir una marcha suave y eficaz. Entre ellas están la rotación pélvica en el plano coronal, la rotación pélvica en el plano transversal, el movimiento de las rodillas hacia la línea media, la flexión de las rodillas y las complejas interacciones entre la cadera, la rodilla y el tobillo. Como resultado, durante la marcha, el centro de gravedad del cuerpo fluctúa normalmente sólo 5 cm. en las direcciones vertical y lateral.

2.5 Métodos de estudio de la marcha

Los investigadores de la locomoción humana han estudiado dos aspectos de la marcha. Uno es la cinemática que describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha sin tener en cuenta sus causas.

El otro es del área de la cinética, que se refiere a las fuerzas que producen el movimiento. Las fuerzas de mayor influencia en los movimientos del cuerpo en la marcha normal, son aquellas debidas a;

- Gravedad
- Contracción muscular
- Inercia
- Reacciones del suelo (resultantes de las fuerzas que ejerce el suelo en el pie)

La figura 2.8 ilustra la influencia de varias fuerzas en la marcha. La fuerza que el pie ejerce en el suelo debido a la gravedad y a la inercia esta en oposición con la reacción del suelo (RS). Como indica el dibujo, en la marcha normal los componentes vertical y horizontal de la reacción del suelo (RV y RH respectivamente), dan una resultante en dirección hacia arriba y hacia atrás. Por ello pasa posteriormente al eje de la rodilla. Ello daría como resultante la flexión de la rodilla si no se aplicara ninguna restricción. Esta fuerza se ejerce por el cuádriceps, de manera que la rodilla no se colapsa, pero se flexiona de forma controlada.

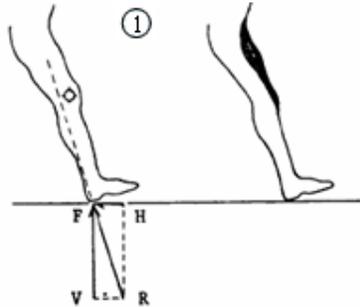


Figura 2.8 Análisis de fuerzas en la rodilla.

2.6 Movimiento de la rodilla en el plano sagital¹ entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio [1] [7]

2.6.1 Análisis cinemático

Inmediatamente antes de que el talón contacte con el suelo, la articulación de la rodilla está en extensión completa (Fig. 2.9).

Simultáneamente con el contacto del talón, la articulación empieza a flexionar y continúa flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo.

Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie, la rodilla está aproximadamente a 20° de flexión y empieza a moverse en dirección de extensión.



Figura 2.9 Análisis cinemático de la rodilla.

¹ El plano **sagital** en anatomía es aquel plano perpendicular al suelo que divide al cuerpo en mitades izquierda y derecha.

En el apoyo medio, la rodilla está aproximadamente a 10° de flexión y continúa moviéndose hacia la extensión.

2.6.2 Análisis cinético

a) Fuerzas externas

Inmediatamente después del contacto del talón, este empieza a empujar hacia delante contra el suelo. El peso corporal apoyado sobre la pierna empieza a aumentar rápidamente. La resultante de las fuerzas verticales y anteriores pasa por detrás de la rodilla, produciendo un momento de flexión de aproximadamente 10 ft.-lb (13.56 [N· m]).

Entre el pie apoyado completamente y el apoyo medio (Fig. 2.10): La magnitud de este momento mecánico que flexiona la rodilla alcanza un valor máximo de aproximadamente, 30 ft.-lb (40.68 [N· m]).

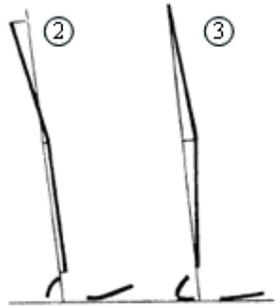


Figura 2.10 La resultante de la fuerza pasa por detrás de la rodilla produciendo un momento de flexión.

b) Fuerzas internas

Al contacto del talón, el cuádriceps se va alargando por una contracción excéntrica para controlar la articulación de la rodilla, conforme se mueve de una extensión completa a una posición de 15° ó 20° de flexión (Fig. 2.11).

Inmediatamente después que el pie está plano en el suelo, la naturaleza de la actividad del cuádriceps cambia de una contracción excéntrica (alargamiento) a una contracción concéntrica (acortamiento).

Entre el pie plano en el suelo y el apoyo medio, el cuádriceps actúa extendiendo el muslo en la pierna, la rodilla flexionada se mueve en la dirección de la extensión, como resultado de una contracción concéntrica del cuádriceps y de una aceleración hacia delante del centro de gravedad, producido por el despegue del miembro opuesto.



Figura 2.11 Reacción del cuádriceps durante la marcha.

2.7 Movimiento de la rodilla en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie [1] [7]

2.7.1 Análisis cinemático

En el apoyo medio, la articulación de la rodilla está en unos 10° de flexión, moviéndose hacia la extensión.

Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo, la rodilla tiene 4° de extensión completa.

Entre el despegue del talón y el de los dedos, la articulación de la rodilla se mueve de casi una completa extensión a unos 40° de flexión (Fig. 2.12).

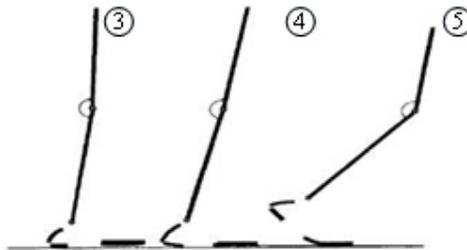


Fig. 2.12 Análisis cinemático entre el apoyo medio y el despegue del talón.

2.7.2 Análisis cinético

a) Fuerzas externas

En el apoyo medio, la resultante de las fuerzas de reacción del suelo, pasa por detrás de la articulación de la rodilla y generan un momento de flexión.

Entre el apoyo medio y el despegue del talón, como el cuerpo se mueve hacia delante sobre la pierna en que se apoya, la fuerza resultante también se mueve hacia delante, reduciendo la magnitud del momento de flexión (Fig. 2.13).

En el despegue del talón, la fuerza resultante continúa moviéndose hacia adelante de la articulación de la rodilla y actúa extendiéndola. La máxima actividad de los flexores plantares del tobillo ocurre en el momento en que la fuerza resultante pasa por delante de la articulación de la rodilla.

Después del despegue del talón, la resultante de la reacción del suelo, una vez más, pasa por detrás de la rodilla, tendiendo a flexionarla de nuevo.

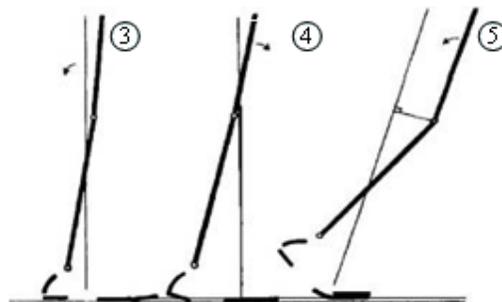


Fig. 2.13 Análisis cinético entre el apoyo medio y el despegue del talón.

Durante el despegue del suelo, el punto de reacción entre el pie y el suelo pasa enfrente de las articulaciones metatarsofalángicas. En el momento en que la reacción del suelo pasa enfrente de las articulaciones metatarsofalángicas la rodilla empieza a flexionar y las fuerzas resultantes pasan de nuevo detrás de la articulación de la rodilla.

La magnitud del momento de flexión que actúa en la rodilla, continúa aumentando hasta alcanzar el apoyo doble, y el peso del cuerpo empieza a desplazarse a la extremidad opuesta, reduciendo el momento de flexión de la rodilla.

b) Fuerzas internas

Cuando la reacción del suelo pasa por delante de la rodilla (Fig. 2.14) se genera un momento de fuerza en extensión y no se necesita ninguna reacción de los músculos extensores de la rodilla para controlar su estabilidad. El gemelo, además de su acción en el tobillo, probablemente ayuda a evitar la hiperextensión de la rodilla. Entre la elevación del talón y el despegue del pie la reacción del suelo produce un momento de flexión en la rodilla. La acción del cuádriceps hacia el final de la fase de apoyo ayuda a controlar la potencia y cantidad de flexión de la rodilla.

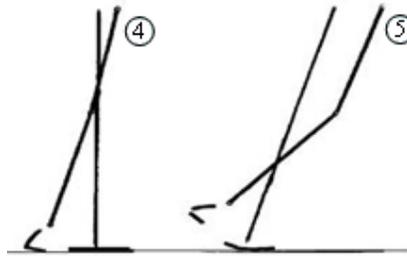


Figura 2.14 La reacción del suelo pasa por delante de la rodilla (izq.).

2.8 Movimiento de la rodilla en el plano sagital durante la fase de balanceo

Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo, la rodilla se flexiona de una posición inicial aproximada de 40° a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65° . La acción del cuádriceps ayuda a prevenir una elevación excesiva del talón y también contribuye a una aceleración hacia delante de la pierna.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón, la rodilla se extiende hasta la extensión completa en el último instante de la fase de balanceo. La acción de los músculos isquiotibiales durante la última parte de este intervalo, ayuda a desacelerar el balanceo de la pierna hacia delante y ayuda a controlar la posición del pie, conforme se acerca al suelo.

2.9 Bibliografía

- [1] René Cailliet, Síndromes dolorosos. RODILLA, 2ª edición, Ed. El manual moderno, 1984
- [2] Richard L. Drake, Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell, Gray Anatomía para estudiantes. 1ª edición, Ed. Elsevier. 2005
- [3] Dr. Vera Luna, Pedro: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica, Valencia, editorial IBV, 1999
- [4] Viladot Pericé A.: Significado de la postura y de la marcha humana, Madrid, editorial Complutense, 1996
- [5] Ducroquet, Robert: Marcha normal y patológica, España, Masson editores, 1991
- [6] Viel, Eric: La marcha humana, la carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones, Masson editores, 2002
- [7] <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protésica/LLP-06.pdf>, Locomoción Humana Normal, febrero 2008

CAPÍTULO 3

BIOMECÁNICA DE LA RODILLA ANÁLISIS DE FUERZAS

3.1 Introducción

En este capítulo se tratarán los temas fundamentales de la biomecánica¹ de la articulación de la rodilla, de modo que sus interacciones mecánicas puedan ser comprendidas en forma más completa. Esto es, el tipo de cargas que debe resistir y los momentos de fuerza o fuerzas generadas por los músculos, ligamentos o la misma estructura ósea de la articulación para estabilizar dichas cargas.

3.2 Movimiento y momentos de flexo-extensión [1]

La función mecánica de cualquiera de las articulaciones del esqueleto consiste en permitir el movimiento de segmentos óseos mientras estos acarrear cargas funcionales. En la articulación de la rodilla, los movimientos deseados por lo general se relacionan con los procesos de la deambulación o locomoción humana, incluidos correr, caminar, así como subir o bajar escaleras y pendientes.

Las cargas funcionales durante estas actividades consisten ya sea en la fuerza de reacción del suelo contra el pie, durante la fase de apoyo, o bien la carga inercial de la pierna durante la fase de balanceo de la actividad (Fig. 3.1). Excepto en las actividades posturales estáticas (como el estar de pie), la rodilla debe acarrear cargas variables; al mismo tiempo, debe permitir el movimiento entre sus tres componentes óseos. El principal componente voluntariamente controlado del movimiento de la rodilla es la flexoextensión. Es reconocido que la rodilla es capaz de realizar otros movimientos como la angulación varo-valgo (ver sección 3.3), sin embargo, estos movimientos no son controlados voluntariamente.



Figura 3.1 Fase de balanceo y de apoyo del miembro inferior derecho.

Las fuerzas de contacto con el suelo durante las múltiples actividades de deambulación han sido medidas por varios investigadores. Estas fuerzas varían durante el ciclo de la marcha desde un máximo de alrededor de 1.3 veces el peso corporal normal para la deambulación normal hasta más del doble del peso corporal al correr. La dirección de esta fuerza de contacto pie-suelo también es variable durante el ciclo de la marcha. Durante el golpe del talón de la fase de apoyo (Fig. 3.1 paso 3), la fuerza es dirigida hacia arriba y atrás. Durante la parte media de la fase de apoyo (Fig. 3.1 paso 4), la fuerza es dirigida hacia arriba y ligeramente hacia delante. En cada caso, la carga funcional induce un momento en torno de la articulación de la rodilla, y este momento debe ser resistido por un músculo o grupo muscular agonista² [1].

¹ La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos [2].

² *Agonista*, músculo cuya contracción se opone a la de otro músculo (antagonista) [2].

La magnitud del momento producido por la carga funcional así como la magnitud de la fuerza requerida para que el grupo de músculos agonistas equilibre este momento externamente aplicado dependen del centro de rotación de la articulación de la rodilla.

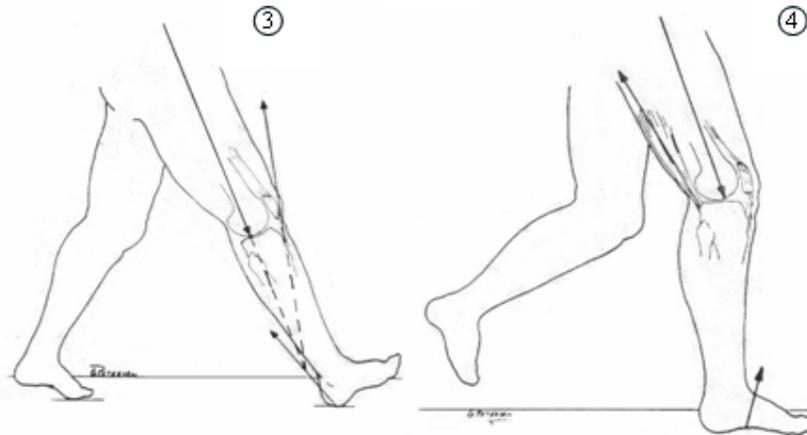


Figura 3.2A Durante la fase de apoyo de la marcha, la fuerza de reacción suelo-pie está dirigida en dirección superior y posterior. Esta fuerza tiende a flexionar la rodilla y es resistida por el mecanismo del cuádriceps. La fuerza de contacto del talón, considerada junto a la fuerza generada por el ligamento rotuliano, produce una fuerza neta en dirección superior, sobre la tibia, la cual, a su vez, es resistida por una fuerza dirigida en dirección inferior sobre la tibia en la articulación de la rodilla. En este caso, el punto de aplicación de la carga articular se ubica sobre las porciones posteriores del platillo tibial.

Figura 3.2B Cuando el pie está en la parte media de la fase de apoyo, la reacción pie-suelo tiene lugar por delante de la articulación ósea. Esta fuerza tiende a extender la rodilla y es resistida por fuerzas musculares que tienden a flexionar la rodilla. Estas fuerzas en combinación requieren una fuerza de reacción articular sobre el platillo tibial, la cual se ubica en la región anterior de este último.

En los ejemplos mostrados, el centro de rotación de la articulación se ha desplazado de su posición posterior en la figura 3.2A a una posición más anterior en la figura 3.2B. La localización de estos puntos de contacto no se basa en ninguna observación clínica, sino más bien en la suposición de que la pierna está en equilibrio y que las tres fuerzas dominantes (la carga funcional, la fuerza muscular y la reacción articular) deben proporcionar este equilibrio.

En ambos ejemplos (Fig. 3.2A y Fig. 3.2B), la magnitud de la fuerza muscular requerida para superar la carga funcional de aplicación externa es considerablemente mayor que esta última. En ambos casos, la fuerza muscular es unas tres veces mayor que la de la carga aplicada. Estas grandes fuerzas musculares pueden ser apreciadas intuitivamente, sobre la base de la observación de las longitudes relativas de los brazos de momentos de ambas fuerzas. En general, el brazo de momento que presenta la carga funcional puede variar ampliamente y, para el miembro inferior, puede ser tan largo como la longitud de la pierna. La elevación de la pierna estirada, con botas pesadas, constituye un ejemplo de carga funcional que un brazo de momento muy grande. A la inversa, los brazos de momento de las fuerzas musculares están relativamente fijados por las posiciones anatómicas de los músculos. Los únicos medios para alterar estos brazos de momento consisten en desplazar el centro de rotación de la propia articulación.

Por lo general, la relación de ventaja del brazo de momento gozada por la carga externa se ubica en algún punto entre 1:1 y 6:1. Como resultado, numerosos investigadores al calcular las fuerzas en torno de la articulación de la rodilla observaron la existencia de fuerzas de gran magnitud. En la configuración de equilibrio más simple posible en la cual sólo se consideran tres fuerzas (Fig. 3.2A y Fig. 3.2B), se observa que la magnitud de la fuerza de reacción articular es aproximadamente igual a la de la fuerza muscular. Dado que esta última es responsable de la mayor parte de la reacción articular, no es sorprendente que estos mismos investigadores hayan demostrado cargas de reacción articular teóricas del orden de 2 a 5

veces el peso corporal para actividades deambulatorias normales y cargas considerablemente más elevadas, de hasta 24 veces el peso corporal, para actividades más energéticas. De esta forma, una persona con un peso corporal de 700 [N] generaría fuerzas de contacto de la articulación de la rodilla que podrían oscilar entre 1,400 a 3,500 [N] [1].

3.3 Movimiento y momentos de varo-valgo [1]

La fuerza de reacción del suelo sobre el pie, durante las actividades deambulatorias, ha sido descrita como compuesta por un elemento vertical y otro horizontal. Además puede considerarse que el componente horizontal de esta fuerza de contacto tiene efectos tanto en dirección anteroposterior como lateromedial. Las fuerzas de reacción del suelo, lateral y medial, producen momentos de varo-valgo³ en torno de la articulación de la rodilla. En el interior de esta articulación pueden producirse tres mecanismo que resisten estos momentos aplicados. Dado que las fuerzas productoras de momentos de varo-valgo se aplican en forma concomitante⁴ con las fuerzas que producen momentos de flexión y extensión, debe existir actividad del grupo muscular, ya sea extensor o flexor.

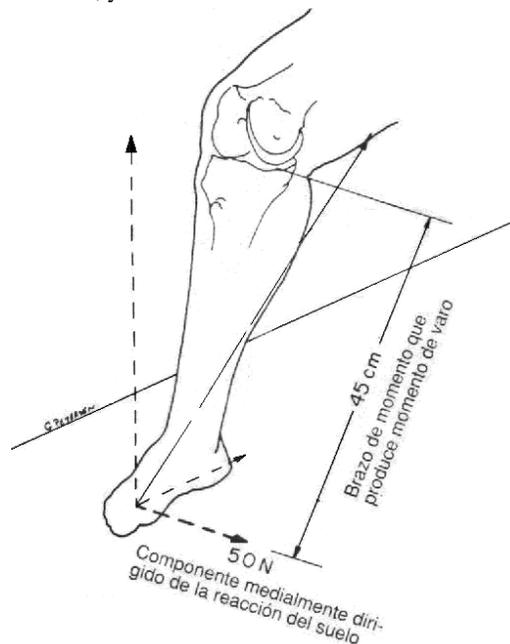


Figura 3.3 Cuando la fuerza de contacto pie-suelo se analiza en tres dimensiones, el componente que puede producir momentos de valgo o, en este caso, de varo en la articulación de la rodilla, debe ser considerado para determinar las fuerzas que actúan en torno a dicha articulación. En este ejemplo, la fuerza de reacción del suelo presenta un componente de 50 [N], el cual es responsable de la producción de un momento de varo.

Cuando la fuerza pasa por detrás de la articulación, como en la figura 3.3, el cuadriceps debe estar activo.

La articulación de la rodilla cuenta con tres mecanismos o métodos disponibles que le permiten resistir los momentos de varo-valgo producidos por los componentes medial o lateral de la fuerza de reacción del suelo. Estos métodos son:

- Redistribución de la fuerza de contacto articular.
- Redistribución de la fuerza de contacto articular incrementada.
- Producción de cargas ligamentarias.

³ *Valgus*, posición anormal caracterizada por que una parte de una extremidad se encuentra doblada o torcida hacia fuera alejándose de la línea media.

Varus, posición anormal que se caracteriza por que una porción de una extremidad se encuentra doblada o torcida hacia la línea media [2].

⁴ Concomitante, que actúa conjuntamente (con otra cosa). Es lo que ocurre durante el mismo período de tiempo.

El primer método se ilustra en la figura 3.4. En este ejemplo, el momento de varo es de 2,250 [N · cm], (obtenido multiplicando los 50 [N] del componente fuerza de contacto medialmente dirigida por los 45[cm] del brazo de momento entre la fuerza y el centro de contacto de la articulación de la rodilla) (Fig. 3.3). En este ejemplo, el componente posteriormente dirigido de la fuerza de reacción del suelo produce un momento de flexión en torno de la rodilla. El cuádriceps debe ejercer una fuerza de 2,100 [N] para equilibrar este momento aplicado. Esta fuerza muscular se aplica sobre la tibia y la comprime contra el fémur. La fuerza de reacción del suelo contra el pie también empuja la tibia hacia el fémur. La combinación de estas dos fuerzas produce una fuerza de reacción articular total en la rodilla de 3000 [N].

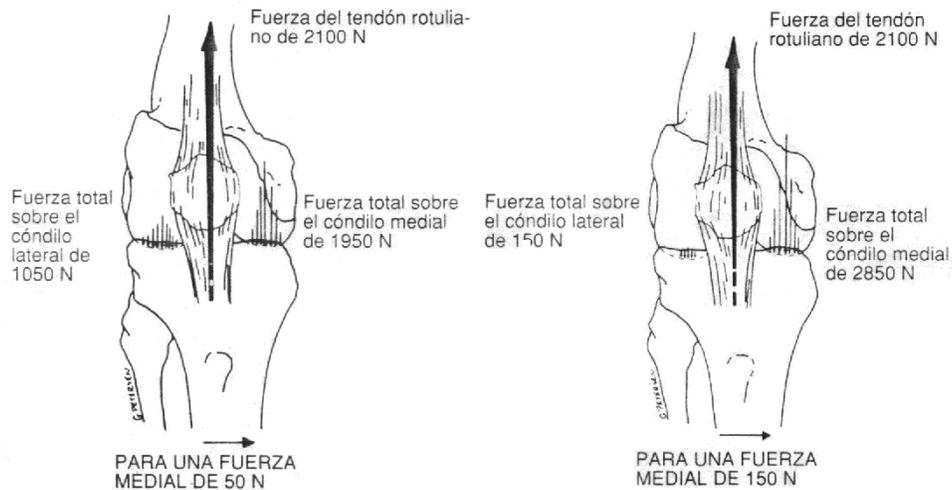


Figura 3.4 A. Para que haya equilibrio, debe aplicarse una fuerza de contacto articular total de 3,000 [N]. Debido a la fuerza medial de 50 [N] aplicada en el pie, se produce una distribución desigual de la fuerza de contacto en la dirección medial-lateral. El cóndilo medial presentará una mayor fuerza de contacto, mientras que el cóndilo lateral gozará de menores cargas. Los resultados de esta distribución de cargas serán la producción de un momento de valgo en la articulación de la rodilla para contrarrestar el momento de varo externamente aplicado.

Figura 3.4 B. La fuerza medial que actúa sobre el pie ha sido incrementada a 150 [N]. La estabilidad aún se mantiene sin imponer ninguna restricción adicional debido a que la fuerza sobre el cóndilo medial ha sido incrementada a 2,850 [N], mientras que la fuerza sobre el cóndilo lateral ha disminuido a 150 [N]. Esto resulta en un momento de valgo suficiente a nivel de la rodilla para contrabalancear el momento de varo generado por la carga del pie medial.

Esta fuerza de contacto articular total de 3,000 [N] se divide entre los cóndilos medial y lateral, de tal modo que la articulación debe estar en equilibrio no solo en el modo de flexoextensión, sino también en el de varo-valgo (Fig. 3.4 A). Por lo tanto, la fuerza total que actúa, que lo hace sobre el cóndilo medial será mayor que la correspondiente sobre el cóndilo lateral. En este caso, 1,950 [N] de los 3,000 [N] de la fuerza de contacto son transferidos hacia el cóndilo medial. La fuerza sobre el cóndilo lateral ha sido reducida a 1,050 [N]. Para comprender la mecánica de este desplazamiento de fuerza, considérense los momentos producidos por las fuerzas condíleas medial y lateral en torno del centro de la articulación. La distancia tanto desde ambos centros de los cóndilos medial y lateral hasta el centro de la articulación es de 2.5 [cm]. La fuerza sobre el cóndilo medial produce un momento de 2,250 [N· cm] más que el producido por el cóndilo lateral:

(Fuerza sobre el cóndilo medial x brazo de momento) – (fuerza sobre el cóndilo lateral x brazo de momento) = momento de valgo neto;

$$(1950 \text{ [N]} \times 2.5 \text{ [cm]}) - (1050 \text{ [N]} \times 2.5 \text{ [cm]}) = 2250 \text{ [N}\cdot\text{cm]}$$

Se eligió el centro de la articulación de la rodilla como centro de rotación arbitrario dado que la fuerza del cuádriceps pasa a través de este punto, y por tanto su brazo de momento es cero y se simplifican los cálculos.

La carga medial de 50 [N] es una elección realista en términos de actividades deambulatorias habituales.

Puede observarse que es posible lograr un equilibrio de este momento de varo mediante un desplazamiento moderado en la carga de reacción articular entre los cóndilos. Si se estudiara una situación de carga más severa (Fig. 3.4B), en la cual la fuerza de contacto del suelo medial de 50 [N] fuera incrementada hasta 150 [N], entonces podría producirse un momento de varo de 6 750 [N· cm]. Para resistir tal momento, la carga sobre el cóndilo medial se incrementaría hasta 2 850 [N], mientras que la carga sobre el cóndilo lateral caería a 150 [N]. De esta manera, una fuerza medial ligeramente superior a los 150 [N] puede ser tolerada mediante este mecanismo si se desplaza toda la fuerza compresiva de reacción articular hacia el cóndilo medial [1].

Si sobre el pie se aplicaran fuerzas mediales muy superiores a los 150 [N] (Fig. 3.5), el lado lateral de la articulación comenzaría a separarse; perdería contacto reduciendo la fuerza de contacto lateral a cero. Una vez que esto sucede, no puede haber ningún incremento en la carga experimentada por el compartimiento medial, lo que torna a la articulación de la rodilla incapaz de proporcionar momento de valgo adicional alguno para superar la carga da varo externamente aplicada.

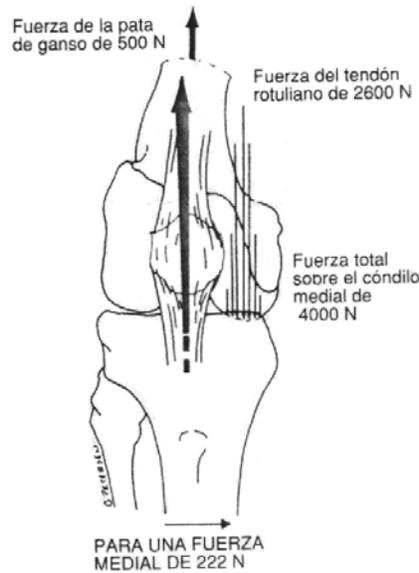


Figura 3-5 La fuerza medial en el pie ha sido incrementada a 222 [N], y las fuerzas de contacto de la articulación de la rodilla ya no son capaces de proporcionar un momento de valgo suficientemente equilibrante. Por lo tanto se requieren fuerzas adicionales sobre los músculos de la pata de ganso y el ligamento rotuliano para incrementar las fuerzas de contacto articular. En este caso, 500 [N] de fuerza adicional por cada grupo muscular generan 400 [N] de compresión sobre el cóndilo medial. Esto es suficiente para equilibrar la fuerza medial en el pie.

En este punto puede inducirse el *segundo método de producción de momento de varo-valgo*, para equilibrar la carga de varo de aplicación externa y evitar una angulación en varo de la rodilla: la contracción voluntaria tanto del cuádriceps como de los músculos de la pata de ganso. Si estos músculos son contraídos en forma proporcional, el momento neto de flexoextensión no experimentará cambios. Si ambos grupos musculares incrementan su fuerza, la carga compresiva articular aumenta. Esto se ilustra en la figura 3.5, en la cual la contracción muscular voluntaria de los músculos de la pata de ganso y la mayor contracción del cuádriceps ha elevado la carga compresiva articular desde su nivel previo de 3,000 [N] a 4,000 [N]. Esto puede lograrse mediante un incremento de la fuerza de 500 [N] en cada uno de los dos grupos musculares. Al incrementar la fuerza muscular, y por lo tanto la carga de compresión articular, la presión de contacto sobre el lado medial de la articulación se incrementa. El momento de valgo neto que puede ser producido mediante esta carga compresiva articular también se incrementa. De esta manera, en el momento en que el lado lateral de la articulación tiende a separarse, la contracción muscular voluntaria puede incrementar la carga articular, lo cual conduce a una mayor presión en el compartimiento medial, que a su vez produce un momento estabilizador para resistir la carga externa aplicada. En este caso, una carga externa de 222 [N] puede ser resistida sin que la articulación presente una angulación mayor a un grado.

El tercer método de estabilización articular entra en acción ya sea cuando el momento de valgo interno requerido excede la capacidad del momento equilibrante de la carga compresiva articular, incrementada por la contracción muscular voluntaria, o bien cuando la carga externa es aplicada en forma rápida e inesperada, de modo que los músculos no tienen la posibilidad de contraerse e incrementar la carga compresiva articular. La articulación experimentará una angulación en varo y los ligamentos serán alargados para producir fuerzas de tracción que contribuirán a la producción de un momento de valgo equilibrante. Considérense las contribuciones de los ligamentos cruzados y colateral lateral en forma separada. Los estudios han demostrado que los ligamentos colaterales (laterales) desarrollan grandes cargas ante elongaciones aproximadas de 2 a 4 [mm]. El mecanismo de estabilización aparece cuando el lado lateral de la articulación de la rodilla se abre (angula) lo suficiente como para alargar los ligamentos colaterales, hasta el punto en que sus cargas se tornan factores significativos para proporcionar un equilibrio entre los momentos.

Como ejemplo, puede determinar la magnitud de la angulación en varo para producir la fuerza ligamentaria, requerida cuando la carga medial aplicada es de 200 [N] (Fig. 3.6). En esta figura la distancia, desde el lado lateral de la rodilla, donde se ubican los ligamentos colaterales (laterales), hasta el centro de presión del cóndilo medial, donde puede considerarse que se concentra la totalidad de la fuerza de reacción articular compresiva, es de 6.7 [cm]. Hay un momento de varo aplicado de 9000 [N·cm], provocado por los 200 [N] del componente medial de la fuerza de reacción del suelo, que debe ser equilibrado tanto por el momento de la fuerza muscular como por la carga de tracción en los ligamentos colaterales. Si se considera el centro del cóndilo medial como el centro de rotación, los momentos de valgo producidos por la fuerza del ligamento rotuliano y la fuerza de tensión en los ligamentos laterales deben equilibrar el momento de varo producido por los 200 [N] del componente medial de la fuerza de reacción del suelo. Para un brazo de palanca de 6.7 [cm], la magnitud de la tensión en el ligamento lateral que debe ser desarrollada será igual a 560 [N]. Esta fuerza incrementa la de compresión articular de 3,000 [N] a 3,560 [N]. Una carga de 560 [N] podría ser generada en el ligamento lateral alargándolo unos 3 [mm]. Esto se corresponde con una angulación en varo de 3 grados.

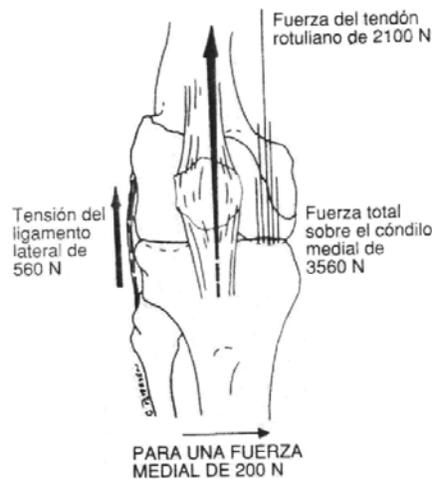


Figura 3.6 Con una fuerza medial de 200 [N] aplicada en el pie y sin contracción de los músculos de la pata de ganso o una contracción adicional del cuádriceps, los ligamentos laterales son alargados y forzados a producir tensión. En este caso, con una fuerza del ligamento rotuliano que permanece constante en 2,100 [N] se requiere una tensión del ligamento lateral de 560 [N], y esto produce una fuerza de contacto total en el cóndilo medial de 3,560 [N].

3.4 Contribución de momento de los ligamentos [1]

La capacidad de los ligamentos para desarrollar tensiones y producir momentos para resistir cargas externas depende de su tamaño y de su localización en la articulación. Los ligamentos colaterales lateral y medial (externo e interno), gracias a su localización están bien adaptados para proporcionar momentos de valgo y varo, respectivamente. Considérese la importancia de la ubicación de los ligamentos para producir estos momentos (Fig. 3.7). Para cada incremento en la rotación (designado θ), el ligamento lateral se estira en una magnitud igual a θ veces el brazo del momento, W . La rigidez del ligamento, es decir, la magnitud de la carga requerida para inducir una unidad de elongación, puede denominarse K ; de este modo, la magnitud de la fuerza producida es:

$$\text{Fuerza del ligamento lateral} = \text{elongación del ligamento} \times \text{rigidez del ligamento} = (\theta \times W) \times K$$

La magnitud del momento de valgo producido por esta fuerza del ligamento, en torno del punto de contacto sobre el cóndilo medial, es igual a la fuerza del ligamento lateral multiplicada por su brazo de momento (W) respecto del punto de contacto articular. En este caso esa magnitud es:

$$\text{Momento de valgo} = \text{fuerza} \times \text{brazo de momento} = (\theta \times W \times K) \times W = \theta \times K \times W^2$$

De este modo, el momento de valgo producido por el ligamento elongado es proporcional a la apertura de la articulación de la rodilla, a la rigidez del ligamento lateral y al cuadrado de la distancia articular de W .

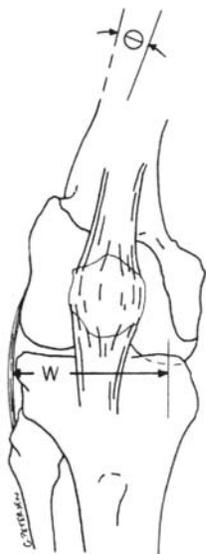


Figura 3.7 La magnitud de la elongación en el ligamento lateral producida por cada incremento en la angulación en varo se relaciona con la distancia W , que es la distancia entre el punto de contacto en el cóndilo medial y el ligamento colateral lateral (lateral extremo).

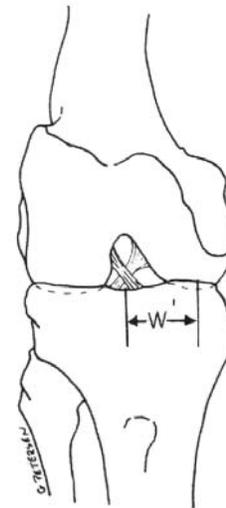


Figura 3.8 Los ligamentos cruzados también proporcionan un momento de valgo rectificante para equilibrar la carga de varo en el pie. Sin embargo, en este caso el brazo de palanca funcional es W' , que es la distancia entre el punto de contacto sobre el cóndilo medial y el centro de esfuerzo de los ligamentos cruzados.

Los ligamentos cruzados también tienen el potencial de desarrollar momentos de varo-valgo en la articulación de la rodilla (Fig. 3.8). La distancia W' en la cual actúan los ligamentos cruzados es considerablemente menor que la distancia W de los ligamentos laterales. En este caso, el análisis de fuerza en los ligamentos cruzados, para cada unidad de angulación en varo, sigue siendo válido. Dado que la distancia W' es menor a la mitad de W , es de esperar que la contribución de los ligamentos cruzados, incluso para magnitudes de angulación similares, sea la cuarta parte de la correspondiente a los ligamentos colaterales. Esto es compatible con los estudios experimentales que han descrito a los ligamentos cruzados como estabilizadores en varo secundarios; además clínicamente se reconoce que la

ausencia de un ligamento cruzado es difícil de apreciar al aplicar momentos de varo-valgo en una rodilla relajada.

En todos los análisis previos la rodilla tenía que desarrollar un momento interno, con el fin de ser capaz de resistir el momento atribuible a la carga funcional externa. En cada caso, este momento de inducción externo era resistido por dos fuerzas que actuaban sobre la tibia y que se ubicaban en estrecha proximidad a esta articulación. En el caso de la carga funcional aplicada en un plano de flexoextensión, las dos fuerzas eran la muscular, aplicada a través del ligamento rotuliano, y la reacción articular sobre los cóndilos tibiales. El efecto combinado de estas dos fuerzas produjo el momento que equilibró la carga funcional externa. Cuando se aplicaron momentos de varo, también en este caso, por cada uno de los tres métodos para mantener el equilibrio dos fuerzas fueron generadas para resistir el momento externo. En el primer método, la fuerza par esta compuesta por la del cuádriceps, transmitida a través del ligamento rotuliano, y la de reacción articular aplicada contra el cóndilo tibial medial. Para el segundo método, la fuerza par también esta compuesta por la fuerza muscular (ligamento rotuliano y los músculos de la pata de ganso actuando en la misma línea) y una fuerza de reacción articular. En el tercer método de producción de momento, el par de fuerzas muscular de reacción articular fue reforzado por la fuerza del ligamento colateral (lateral) y la fuerza de reacción articular adicional generada por la del ligamento colateral.

En general, los momentos fueron producidos en las articulaciones mediante la aplicación de pares de fuerzas. Éstos por lo general están compuestos por una fuerza de reacción articular y otra muscular o ligamentaria. Sin embargo, si la carga externa funcional que está siendo resistida es un torque axial (una fuerza que produce torque en torno del eje de la tibia), entonces es posible que el par de fuerzas esté formado sólo por las fuerzas ligamentarias. Por ejemplo, considérese el caso en que se aplica un torque sobre el pie durante la fase de apoyo de la marcha. Las mediciones de tales torques han arrojado magnitudes aproximadas de 10 [N· m] durante actividades deambulatorias. En ausencia de fuerzas musculares, esos torques deben ser resistidos por el desarrollo de tensión en un par de ligamentos.

Prácticamente todas las estructuras ligamentarias que rodean a la articulación de la rodilla son capaces de ejercer fuerzas en direcciones oblicuas. Cualquier par, como los ligamentos colaterales mediales, puede ejercer tales fuerzas y contrabalancear el torque externo aplicado. Uno de los pares de fuerzas que contrabalancea el torque también puede ser una fuerza generada por músculos, dado que algunos atraviesan la articulación de la rodilla en forma oblicua. Es importante destacar que estos torques deben ser generados por pares de fuerzas. Por lo tanto, al considerar las funciones de los ligamentos para resistir cargas torsionales, es importante tener en cuenta estas funciones en términos de pares de ligamentos. Un ligamento puede estar ausente, lo que exige su reemplazo por otro ligamento; pero cuando más de un ligamento está ausente los patrones de reemplazo se tornan más complejos y la función se hace menos predecible.

3.5 Mecánica femorrotuliana [1]

La mecánica de la articulación femorrotuliana difiere en forma considerable de la de la articulación femorotibial. Las fuerzas de la articulación femorrotuliana no son resultado directo de los requerimientos de equilibrio de la carga funcional. Por el contrario, provienen de la necesidad de cambiar la dirección de la carga del cuádriceps a medida que pasa en torno de la articulación de la rodilla, antes de que sea aplicada sobre la tibia a través del ligamento rotuliano. Por lo tanto, la función mecánica de la rótula consiste en proporcionar un medio para producir un cambio mecánicamente compatible de la dirección de la fuerza. Las fuerzas que actúan sobre las superficies femorrotulianas tienen un efecto integrado en el cual una única fuerza neta puede reemplazar la distribución de las fuerzas de contacto articular sobre las superficies. De esta forma, la rótula responde a un conjunto de tres fuerzas: la tracción del cuádriceps, la tracción del ligamento rotuliano y la fuerza compresiva neta sobre las superficies femorrotulianas. Estas tres fuerzas deben ser coplanares.

Las preguntas que más a menudo surgen al considerar los trastornos clínicos de la rótula involucran la magnitud y dirección de las fuerzas que actúan sobre ella. Se ha demostrado que la fuerza de reacción neta del fémur contra la rótula, si se acepta la suposición antes expuesta, es bastante considerable en varios tipos de actividades, hasta alcanzar valores de 4 a 5 veces el peso corporal.

Existen varios factores, relacionados con los análisis biomecánicos de la rótula, que son muy importantes. En primer lugar, la articulación femororrotuliana, al igual que la femorotibial, no presenta una relación fija entre su función cinemática y la posición relativa de sus elementos óseos. Para cualquier ángulo de flexión de la rodilla dado, la región de contacto verdadero puede variar, con dependencia del conjunto particular de cargas aplicadas. De este modo, cualquier experimento que emplee sólo un conjunto de condiciones de cargas solo puede ser interpretado en términos de esa condición particular. Otras condiciones de carga (como caminar en comparación con subir escaleras), pese a que pueden comprender ángulos de flexión similares, producirán condiciones de cargas diferentes sobre la superficie femororrotuliana. Diferentes actividades generarán distintas cargas en la articulación femororrotuliana, con el mismo grado de flexión. Por ejemplo, al evaluar la elevación del miembro en posición sentada, la carga funcional (fuerza de gravedad sobre la parte inferior de la pierna) varía si el paciente extiende la rodilla de 90 grados a 0 grados de flexión. En la posición de 90 grados, la carga funcional es prácticamente cero, debido a que la fuerza de atracción gravitatoria sobre la pierna pasa a través del centro de la articulación. La tensión requerida del cuádriceps será cero. Cuando la pierna es llevada a una extensión completa, la carga funcional es máxima. Sin embargo, al levantarse de una silla la carga funcional será severa, dado que la magnitud de la fuerza requerida en el cuádriceps para mantener el equilibrio puede ser muy elevada. A la inversa, al ponerse de pie en una posición de extensión completa, la carga del músculo cuádriceps sobre la rótula puede ser muy reducida, dado que la carga funcional aplicada sobre la pierna pasa muy cerca del centro de rotación de la articulación de la rodilla. Cualquiera que sea el caso, una vez que se determina la fuerza requerida del cuádriceps y que se conoce la configuración geométrica particular de la articulación, surge el interrogante respecto de la distribución de la carga sobre los cóndilos femorales. También en este caso, el principio biomecánico comprendido es que las fuerzas son fundamentalmente coplanares. Por lo tanto, la distribución de las fuerzas sobre la porción de soporte de cargas de la rótula debe transformarse en una fuerza resultante que es coplanar con la fuerza muscular aplicada y la carga producida del ligamento rotuliano.

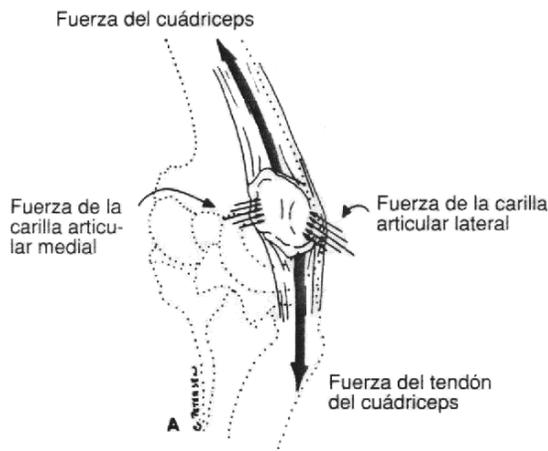
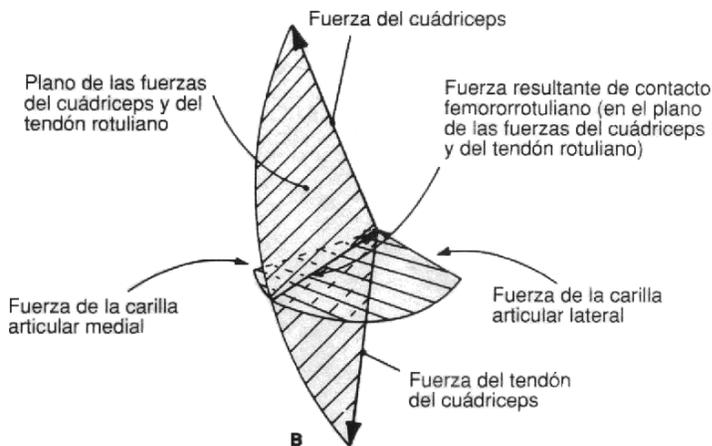


Figura 3.9 A. La rótula es accionada por tres fuerzas principales: la fuerza del músculo cuádriceps, la tensión en el ligamento rotuliano y la fuerza de contacto sobre las superficies de la articulación femororrotuliana (izq.)[1].

Figura 3.9 B. Puede considerarse que las fuerzas sobre las carillas articulares lateral y medial se combinan para generar una fuerza de contacto articular que debe ubicarse en el plano de las fuerzas del cuádriceps y del ligamento rotuliano (der.).



3.6 Bibliografía

[1] Windsor, Scout, Nelly, Aglietti, Insall Cirugía de la rodilla, 2ª edición, Ed. Medica Panamericana, 1994, pp.43 a pp. 62.

[2] Diccionario de medicina Océano Mosby, editorial Grupo Océano, 2007

CAPÍTULO 4

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE LA RODILLA

4.1 Introducción

En este capítulo se muestra el desarrollo del análisis estructural de la rodilla, iniciando con el modelado de los elementos que componen la articulación, la determinación de las cargas y realización del mallado, por último se presenta un análisis de resultados.

4.2 Desarrollo y caso de estudio

La función mecánica de cualquiera de las articulaciones del cuerpo humano consiste en permitir el movimiento. En el ciclo de la marcha, existen dos puntos críticos (capítulo 2, sección 2.2), el instante de primer contacto del talón y el instante de despegue del pie. En este trabajo de tesis, se plantea realizar un análisis de manera que se contribuya al entendimiento del comportamiento de la articulación bajo una carga dada y la distribución de esa carga, así como la función que desarrollan los medios de unión durante el desplazamiento de una persona, específicamente en el instante en que se tiene el primer contacto del talón con el suelo sobre el que se camina, el instante de despegue del pie, es estudiado por Díaz González y Arocha [3].

Para la realización del análisis estructural, se tomaron en cuenta las condiciones a las que se encuentra sometida una rodilla sana de una persona del sexo femenino de 23 años de edad, estatura de 1.63 [m] y 60 [Kg] de masa corporal. La geometría del hueso se modeló, en base a las tomografías de la rodilla obtenidas del laboratorio de visualización de la DGSCA, con apoyo del proyecto IN502206.

El método que se siguió fue el siguiente:

- Obtención de tomografías de la articulación de la rodilla (DGSCA).
- Exportación de la tomografía a un archivo CAD [1].
- Modelado de los huesos, tendones y músculos de la articulación.
- Ensamble de los elementos de la rodilla.
- Análisis estructural utilizando FEM.
- Conclusiones.

Para la realización del análisis se consideró que los materiales de la rodilla son homogéneos, isotrópicos y lineales, ya que en su mayoría están compuestos por hueso del tipo cortical [2].

4.3 Modelado de la geometría

El modelado de los huesos se realizó a partir de tomografías del cuerpo humano que se obtuvieron de la base de datos del observatorio de visualización IXTLI, de la Dirección General de Computo Académico (DGSCA), donde se trabajó mediante el uso del software Mimics, que genera un archivo de intercambio de información en formato *.dxf y a partir de este formato obtener un archivo que fuera compatible con los software CAD. Una vez que se contó con este archivo, se le proporcionó a la Facultad de Ingeniería, UNAM donde se editó nuevamente la geometría mediante operaciones de extrusión, unión e intersección de sólidos, para obtener así un modelo de superficies¹ en **Unigraphics NX5** (Fig. 4.1A), software en el que se trabajó a partir de este punto.



Figura 4.1A Geometría de huesos en RAPIDFORM



Figura 4.1B Ensamble de huesos considerando un valgismo con ángulo de 174°

El siguiente paso consistió en realizar un ensamble de los huesos, dado que el trabajo que se realizó para su exportación a un sistema CAD, obligó a tratar a cada hueso de manera aislada. Para el ensamble de la articulación se tenía que considerar que la rodilla humana está construida normalmente con un grado de valgismo, ello significa que estando extendido el miembro inferior, los ejes del fémur y de la tibia no se continúan en línea recta, sino que forman un ángulo obtuso abierto hacia afuera (ángulo femorotibial) que por lo general es más acentuado en las mujeres, relacionado con la forma de la pelvis femenina. Este ángulo mide, de 170 a 177° (Fig. 4.1B).

Teniendo el ensamble realizado, se comenzó a modelar los ligamentos, tendones, meniscos y músculos que componen a la articulación, y que por su geometría y ubicación, proporcionan estabilidad a la misma. El modelado de estos elementos se realizó mediante la creación de planos y ejes de referencia para posicionar el sistema coordinado, y a partir de él trazar la geometría y las guías que indican donde nace y donde se inserta cada elemento en los huesos, una vez que se contaba con estas geometrías se aplicó el comando sweep para la creación del sólido de cada elemento, siendo estos; ligamento lateral externo, ligamento lateral interno, ligamentos cruzados (anterior y posterior), meniscos (interno y externo), tendón rotuliano, tendón del cuádriceps, alerón izquierdo, alerón derecho, tendón del bíceps, músculo semimembranoso, semitendinoso, gemelos, sartorio, recto interno y poplíteo, dado que estos elementos participan directamente en el movimiento de la articulación.

¹ Si se requiere más información sobre la obtención de la geometría de los huesos (fémur, rotula, tibia y peroné) se puede encontrar en la referencia [1] de la bibliografía en el capítulo 4.

Obtener un modelo exacto de algún miembro del cuerpo humano resulta una tarea muy compleja dado que estos son únicos y varían en cada ser humano. Por lo que en este trabajo de tesis se tomaron las siguientes consideraciones; El ensamble de los huesos se realizó con una angulación de 174° , y el modelado y posición de cada ligamento o músculo se realizó de acuerdo a la información encontrada en libros de anatomía e Internet, la cual es muy limitada en cuanto a dimensiones y posiciones, dado que estas varían de persona a persona, pero proporcionan una descripción general de cada elemento. Se debe aclarar también que elementos como el tendón del bíceps, músculo semimembranoso, semitendinoso, sartorio y recto interno se unen al sistema óseo en la cadera, pero debido a la limitación que se tiene en el modelo, estos elementos se ensamblaron a la parte más alta del Fémur como se muestra en la figura 4.2.

Concluido el ensamble y modelado de todos los elementos, el modelo se giro 9° grados con respecto a la normal al suelo y teniendo como origen el centro de gravedad del cuerpo humano, para representar así la posición de interés para el análisis (Fig. 4.2 D), esto es, el primer contacto del talón con el suelo en el ciclo de la marcha.

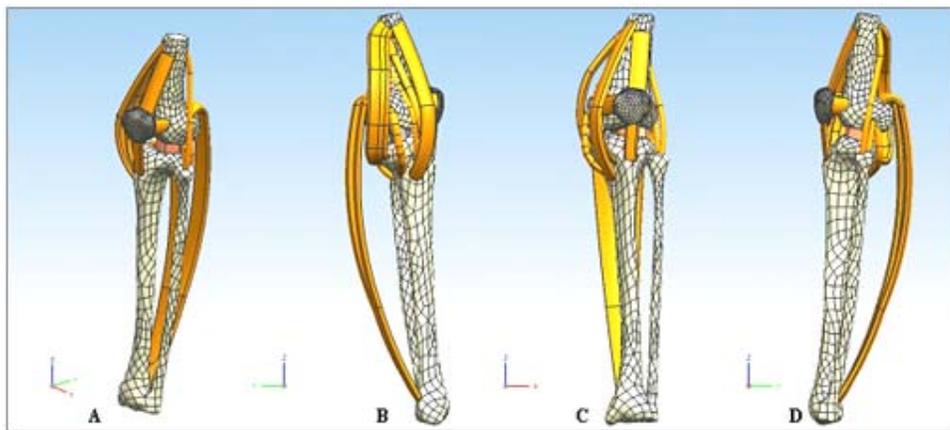


Figura 4.2 Vistas de la articulación pierna izquierda. A Isométrico, B vista lateral izquierda, C vista frontal, D vista lateral derecha.

4.4 Método de Elemento Finito

Para la evaluación de los desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el modelo, se usó el método numérico de elemento finito (FEM) a través del software comercial Unigraphics, en el cual se realizó el mallado del mismo y la unión o ensamble de los elementos por medio del comando unión por malla, que une tanto malla como los cuerpos sólidos, y así asegurar la transmisión de fuerzas entre los mismos, al momento de aplicar la carga.

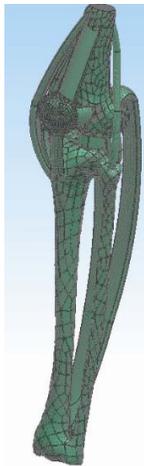


Figura 4.3 Rodilla con malla tamaño 5 mm

El método de elemento finito (FEM) requiere que el modelo continuo sea dividido en regiones discretas o elementos, esto es, discretizar el modelo (discretizar y mallar son sinónimos en el FEM).

Dado que el modelo tiene una geometría 3D irregular, se utilizó un elemento tetraedro de 10 nodos con 6 grados de libertad cada nodo (tres en traslación y tres en rotación), y tamaño de elemento 5 mm, creando 184,787 nodos y 106,814 elementos (Fig. 4.3).

El material se asignó de acuerdo a la tabla 1, dado que para el análisis numérico se necesita el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson, y suponiendo que las propiedades mecánicas para ambos materiales tienen un comportamiento homogéneo, isotrópico y lineal [2].

Tabla 1. Propiedades del material

Material	Densidad [Kg/m³]	Módulo de Elasticidad [GPa]	Coefficiente de Poisson
Hueso cortical	900	13	0.3
Tendones, ligamentos y músculos	50	3	0.2

Una vez hecha la asignación de material y con el modelo discretizado, se realizó la simulación utilizando como método de solución NX Nastran para un análisis estructural, y a partir del modelo trabajado en el módulo de FEM, se aplicaron cargas y restricciones que simularan las condiciones a las que se encuentra sometida la articulación, en el instante de interés de la fase de apoyo que se estudia. Se consideran dos casos de estudio; uno en el que la única carga que se aplica es la correspondiente al peso corporal, y otra en la que se aplica además de esta carga una torsión.

Dado que el objetivo de este trabajo de tesis es conocer el comportamiento de los elementos que componen a la articulación, y no realizar un análisis de falla, puesto que las fuerzas aplicadas corresponden a las originadas por el peso corporal, el criterio que se eligió es el criterio de falla de von Mises, que nos permite conocer un estado de esfuerzos de los elementos que componen a la articulación.

- Caso de Carga

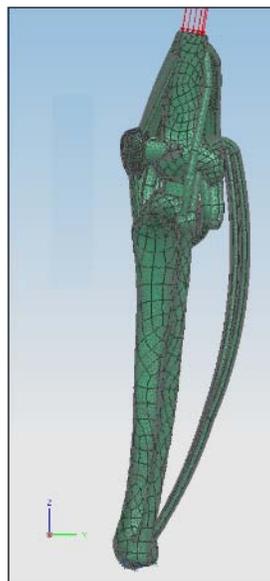
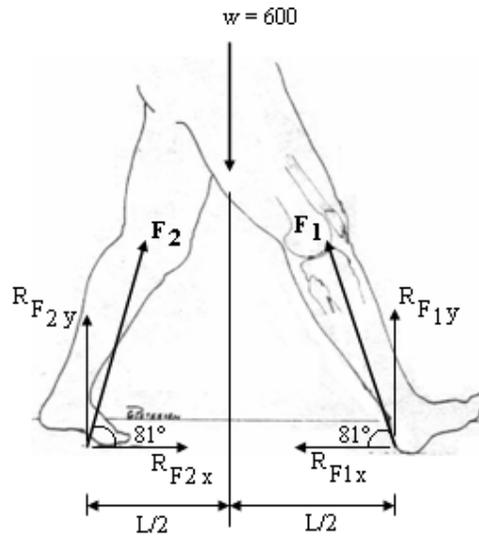


Figura 4.3 Carga aplicada en rodilla izquierda.

En la parte superior del fémur (Fig. 4.3) se aplicó una carga de 300 [N] normal al área o cara superior del modelo en dirección hacia dentro de la misma indicada con las flechas de color rojo, esta carga se determinó de acuerdo al siguiente diagrama de cuerpo libre:



$$\begin{aligned} \Sigma F_X &= 0 \\ R_{F2X} - R_{F1X} &= 0 \\ \Sigma F_Y &= 0 \\ R_{F2Y} + R_{F1Y} &= w \\ \Sigma M_{F2} &= 0 \\ R_{F1Y}(L) - w(L/2) &= 0 \\ R_{F1Y} &= \frac{wL}{2L} = \frac{w}{2} = 300 \text{ [N]} \\ \therefore R_{F2Y} &= w - R_{F1Y} = 300 \text{ [N]} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R_{F2Y} / F_2 &= \cos 9^\circ \Rightarrow F_2 = R_{F2Y} / \cos 9^\circ = 303.73 \text{ [N]} \\ R_{F1Y} / F_1 &= \cos 9^\circ \Rightarrow F_1 = R_{F1Y} / \cos 9^\circ = 303.73 \text{ [N]} \end{aligned}$$

De lo anterior, se decidió dejar la carga en 300 [N]. Las restricciones usadas para este caso no permiten el movimiento del modelo tanto en rotación como en traslación, y se aplicaron en el contorno de la parte superior del modelo y en la base del mismo simulando la unión con el hueso astrágalo del pie, que es el que articula con la tibia y peroné.

- Caso de torsión.

En este caso se aplicó una fuerza de 300 [N] en la parte inferior del modelo tomada de la reacción que resulta del anterior DCL (Diagrama de Cuerpo Libre), con dirección normal al plano o cara superior del modelo como se muestra en la figura 4.4, y dos fuerzas laterales de 350 [N] cada una que resultan en una torsión de 315 [N · m] con respecto a la zona de empotramiento, que se eligió en la parte superior del modelo, para así, simular el comportamiento deseado (torsión), en la dirección que se muestra, simulando el momento de contacto talón-suelo dónde se presenta una rotación repentina de la pierna.

Resulta difícil calcular la magnitud de la torsión en este caso debido a que la intención es simular que al contacto talón-suelo se presente esta condición de torsión de manera involuntaria, y debido también a que esta magnitud depende de condiciones específicas, por lo que para este caso se establecieron condiciones ideales de torsión pura, por lo que esta magnitud se estableció de manera arbitraria con el fin de establecer una referencia para estudios posteriores.

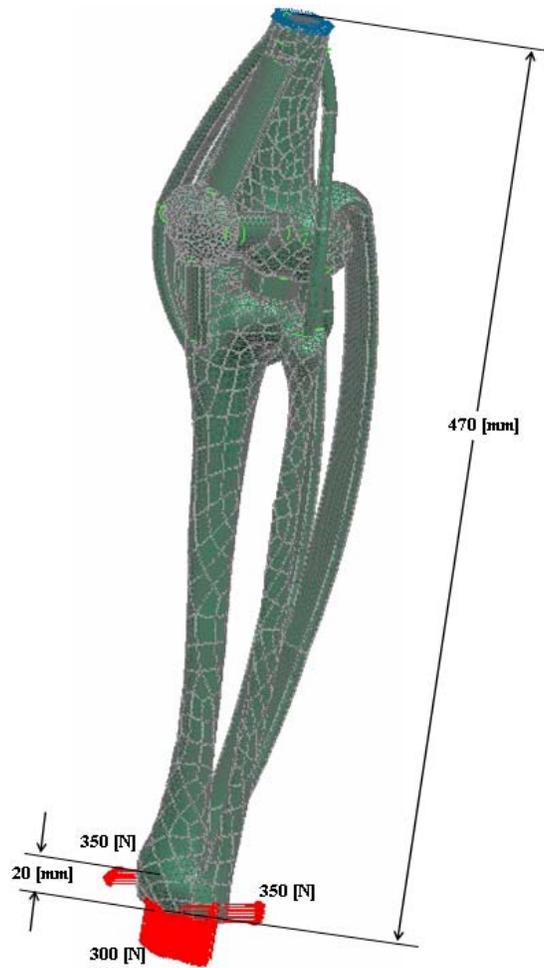


Figura 4.4 Carga y torsión en rodilla izquierda.

4.5 Análisis de resultados

Para el análisis se seleccionaron al menos 5 nodos en los elementos considerados como más críticos del modelo, tratando de cubrir toda el área del elemento en turno para así obtener un resultado representativo del elemento, y a partir de ellos sustraer la información de los nodos críticos (valor máximo y mínimo) para cada miembro del cuerpo humano, y elaborar las gráficas.

En la figura 4.5 se muestran ejemplos de la manera en que se hizo la selección de los nodos.

Para el fémur se seleccionaron los nodos a partir de una distancia aproximadamente igual al ancho de la parte superior, que es dónde se aplicó la fuerza, para que estos valores fueran validos basándose en el principio de Saint Venant.

En el apéndice A se muestra un estado del modelo antes de la aplicación de la carga y después de esta para cada caso de estudio.

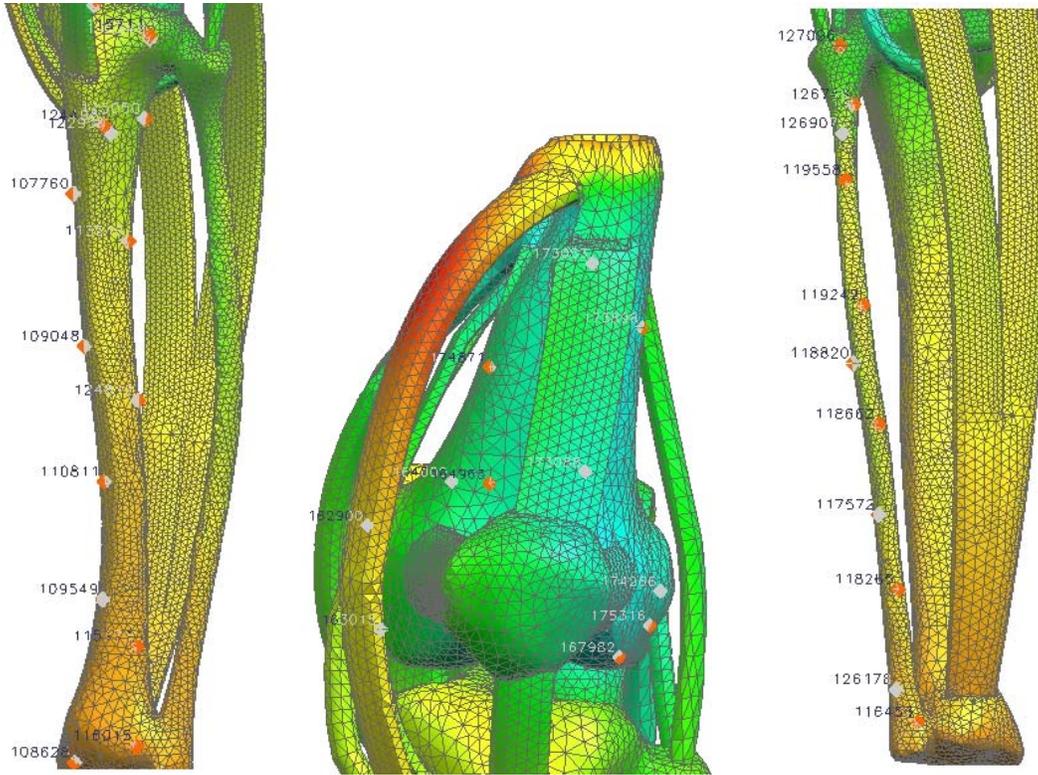


Figura 4.5 Selección de los nodos para la tibia, fémur y peroné. Los puntos en color naranja indican que el nodo se encuentra visible en la vista dada y el color gris indica que se encuentra oculto por algún elemento en esa vista.

- **CASO DE CARGA**

En la tabla 2 se muestran los valores máximos y mínimos utilizados para la realización de las gráficas 4.1 a 4.3, y los nodos respectivos a cada valor, para las direcciones X, Y, Z, en desplazamientos.

Para un análisis más extenso de los resultados de esfuerzos y desplazamientos en las direcciones X, Y, y Z, para este caso de carga se puede consultar el apéndice A y B.

Posteriormente a la tabla 2 se muestran las figuras 4.6 a 4.8 que tienen como objetivo mostrar la posición de los nodos de esta tabla.

La fuerza aplicada para este caso de carga (figura 4.3), provoca que se presente tanto compresión como tensión en el modelo. Para la dirección X y Z, la mayoría de los elementos de la articulación se encuentran en compresión con un rango de valores de 0.3 a 0.4 [μm] para la dirección X, y de 0.4 a 0.67 [μm] para la dirección Z, caso contrario en la dirección Y predominan los elementos sometidos a tensión con valores alrededor de los 0.350 [μm], dichos valores se pueden consultar en las gráficas 4.1 a 4.4.

Tabla 2. Valores críticos para desplazamientos [μm].

DESPLAZAMIENTOS [μm]						
	Peroné			Tibia		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	0.312579	0.00181	-0.003671	0.012193	-0.0007655	-0.001694
# Nodo	118820	116453	126178	109549	108628	116015
Valor Máximo	-0.371441	0.747202	-0.441902	-0.478612	0.421411	-0.457477
# Nodo	127096	118662	127096	107760	123421	110548
	Fémur			Músculo semimembranoso		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	0.023171	0.01107	-0.364829	0.074410	-0.037336	-0.382801
# Nodo	173053	173053	162900	181859	183329	179927
Valor Máximo	-0.319088	0.425379	-0.663301	-0.367088	0.444282	-0.604526
# Nodo	167982	163015	167982	182573	180133	183231
	Músculo sartorio			Meniscos		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	-0.302086	-0.232460	0.138587	-0.337453	0.366934	-0.393576
# Nodo	68797	68223	66854	134151	134504	59429
Valor Máximo	-0.982109	0.447520	-0.323024	-0.376726	0.457478	-0.578105
# Nodo	68124	65708	68797	133838	59429	133783
	Poplíteo			Ligamento lateral interno		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	-0.306102	0.329255	-0.474993	-0.287254	0.319848	-0.460298
# Nodo	13530	13126	13126	12530	12460	12460
Valor Máximo	-0.419995	0.402984	-0.574255	-0.385084	0.347907	-0.581662
# Nodo	13126	13402	13530	12460	12519	12530
	Rotula			Tendón del cuádriceps		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	-0.236129	0.253605	-0.438760	0.044734	-0.195243	-0.505908
# Nodo	8036	8250	6746	10230	10771	10771
Valor Máximo	-0.374754	0.333316	-0.584239	-0.226645	0.292732	-0.602147
# Nodo	5676	8036	7632	10263	10070	10263
	Tendón rotuliano					
	Dirección					
	X	Y	Z			
Valor Mínimo	-0.397119	0.219197	-0.348492			
# Nodo	57722	57722	57384			
Valor Máximo	-0.461244	0.342848	-0.491270			
# Nodo	57384	57384	57722			

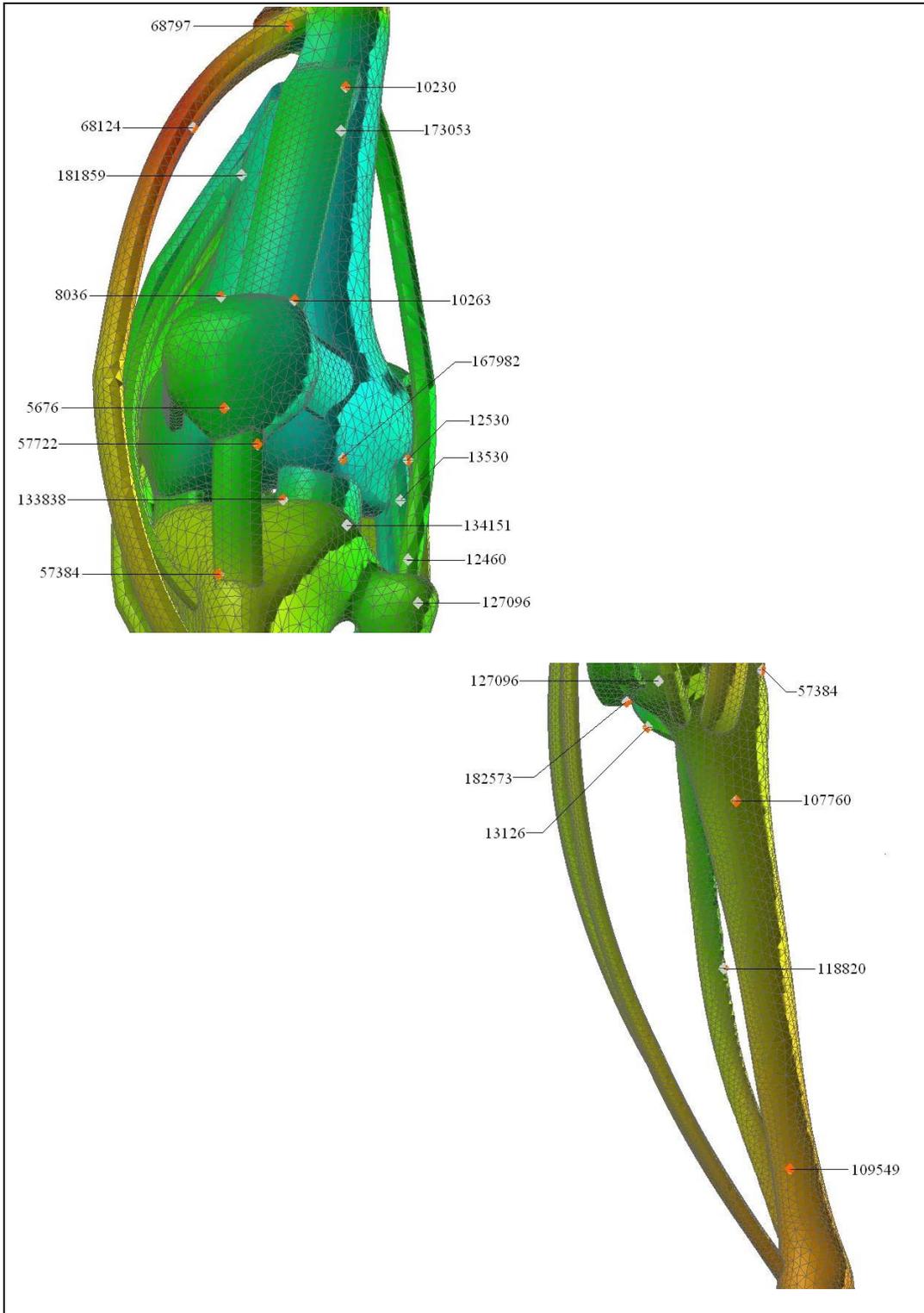


Figura 4.6 Posición de los nodos de mayor desplazamiento en la dirección X.

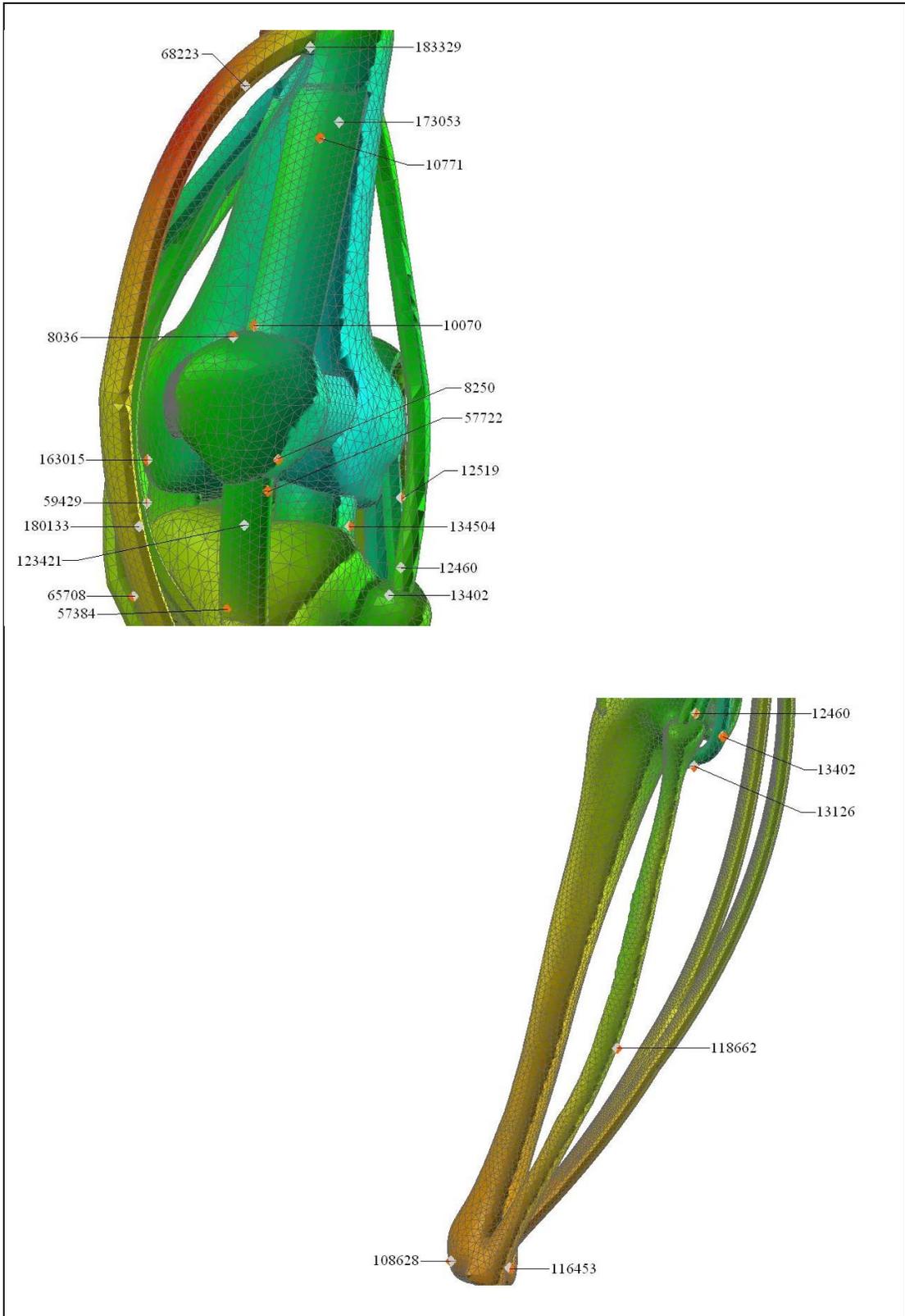


Figura 4.7 Posición de los nodos de mayor desplazamiento en la dirección Y.

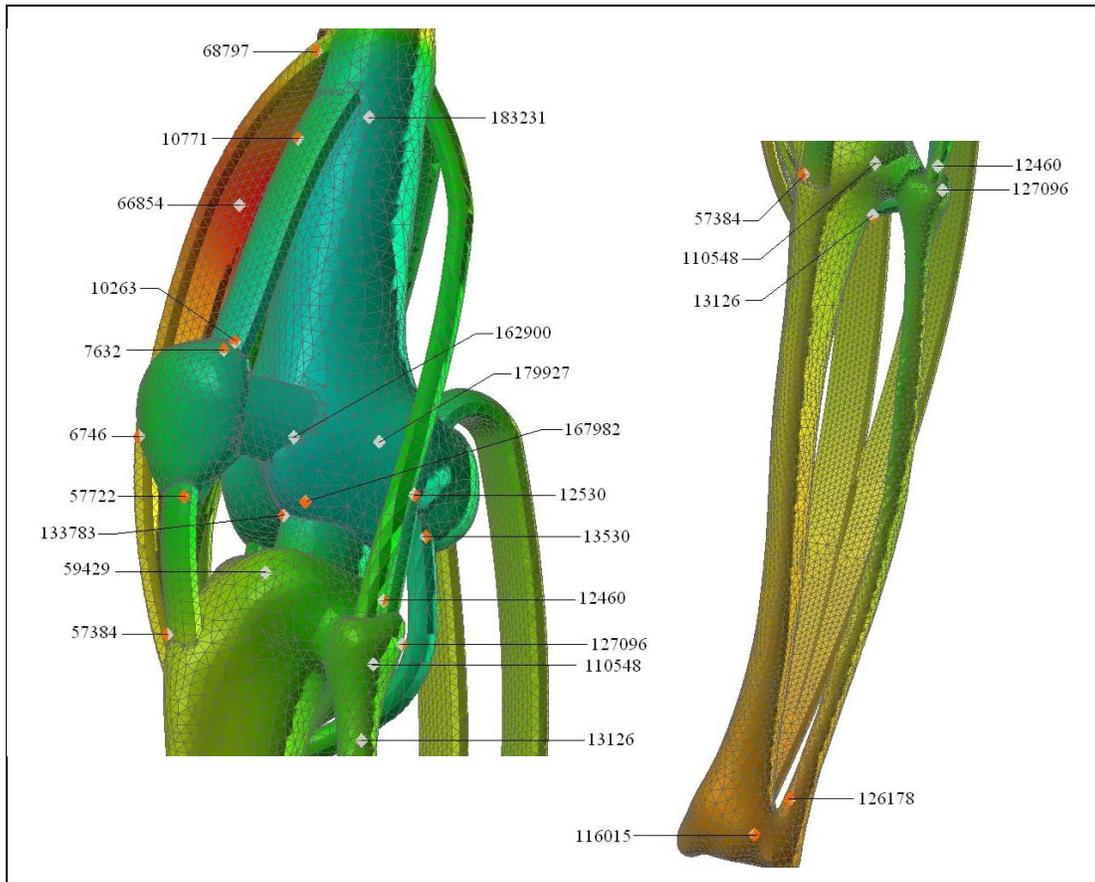


Figura 4.8 Posición de los nodos de mayor desplazamiento en la dirección Z.

En la tabla 3 se muestran los valores máximos y mínimos utilizados para la realización de la gráfica 4.4, utilizando el criterio de falla de von Mises.

En cuanto a la distribución de esfuerzos, de acuerdo al análisis por nodos, el valor máximo que se presenta es de aproximadamente 31000 [Pa], y se encuentra en los elementos 75828 y 34684, que corresponden a los meniscos y el músculo sartorio respectivamente. Otros elementos de interés son la tibia y peroné con un valor de 21940 y 24880 [Pa] en los elementos 67294 y 63056 respectivamente. En la figura 4.9 se puede realizar la identificación de estos elementos así como el nodo al que corresponde dicho valor.

Tabla 3. Valores críticos para esfuerzo [Pa].

Esfuerzo [Pa]			
Criterio de von Mises			
	Rotula	Fémur	Peroné
Valor Mínimo	1191	133.931	2318
# Elem : # Node	3529 : 5687	85931 : 163116	71131 : 120245
Valor Máximo	4054	9483	24880
# Elem : # Node	3686 : 8237	92040 : 172249	63056 : 126268
	Tibia	Músculo Sartorio	Ligamento lateral interno
Valor Mínimo	476.298	319.843	127.953
# Elem : # Node	67805 : 106552	29637 : 54713	30101 : 55820
Valor Máximo	21948	30030	1518
# Elem : # Node	67294 : 113205	34684 : 67491	30357 : 55950
	Tendón del cuadriceps	Músculo Semimembranoso	Tendón rotuliano
Valor Mínimo	2393	338.697	6412
# Elem : # Node	5719 : 10703	103453 : 179167	31348 : 57855
Valor Máximo	10055	2281	13707
# Elem : # Node	5934 : 10254	106273 : 181660	31145 : 57491
	Meniscos	Poplíteo	
Valor Mínimo	1027	347.112	
# Elem : # Node	32488 : 59752	7017 : 13171	
Valor Máximo	30836	1684	
# Elem : # Node	75828 : 133796	7136 : 13193	

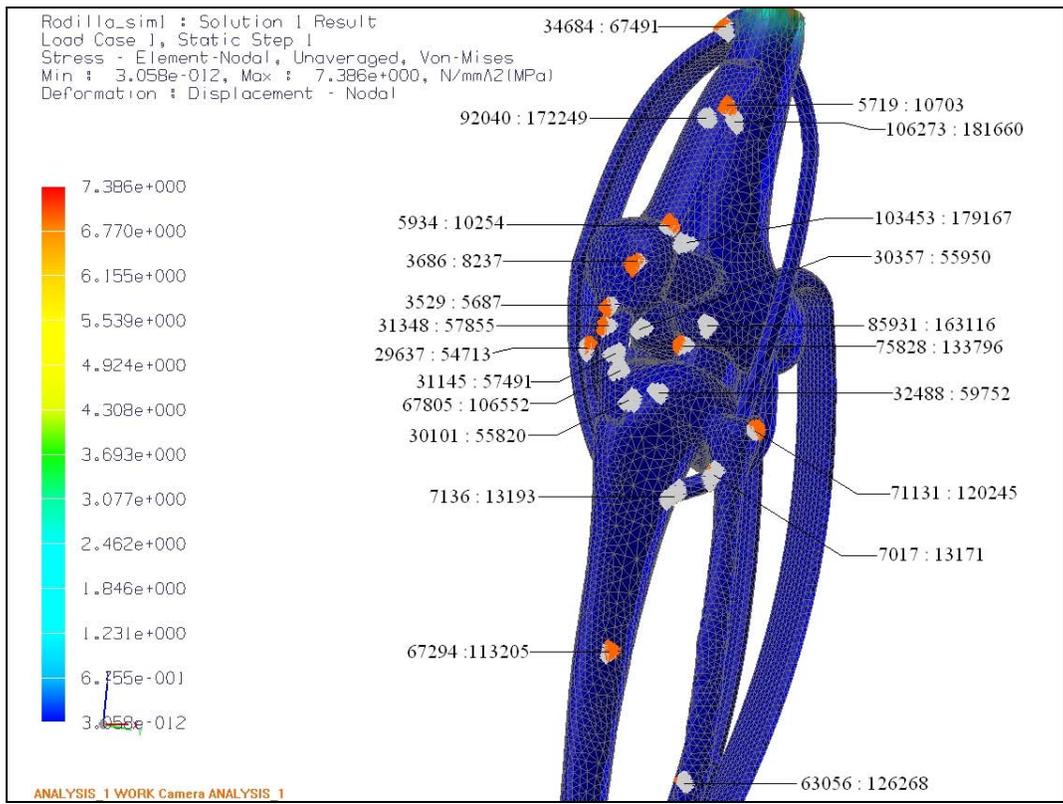
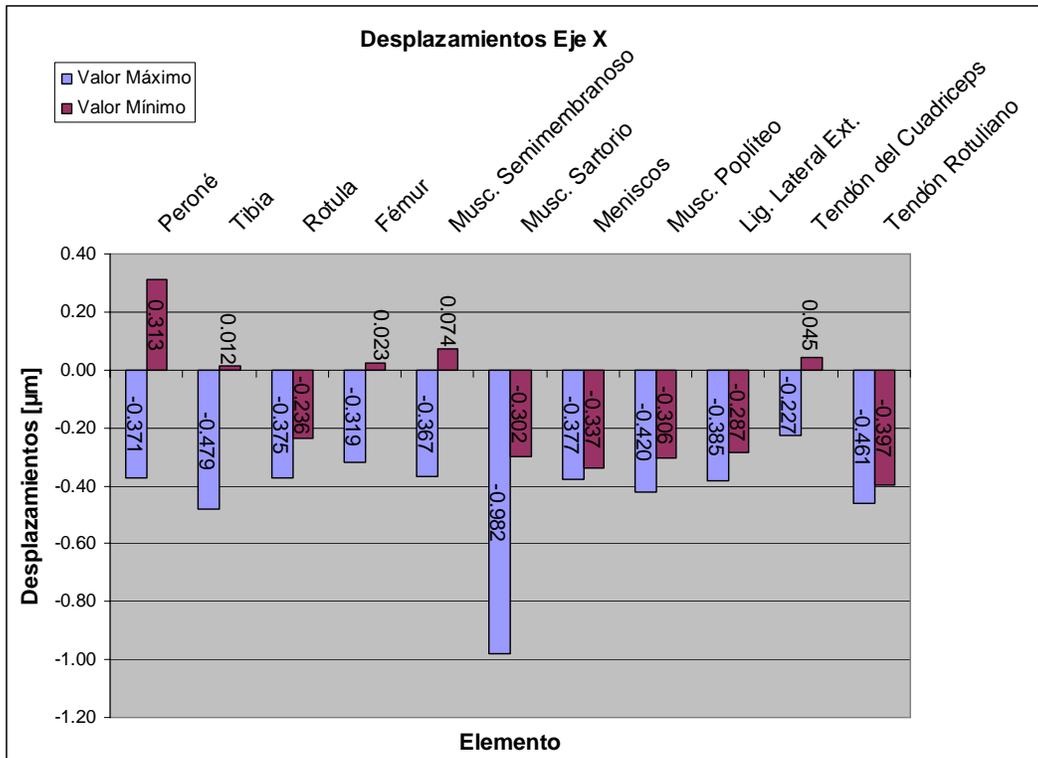
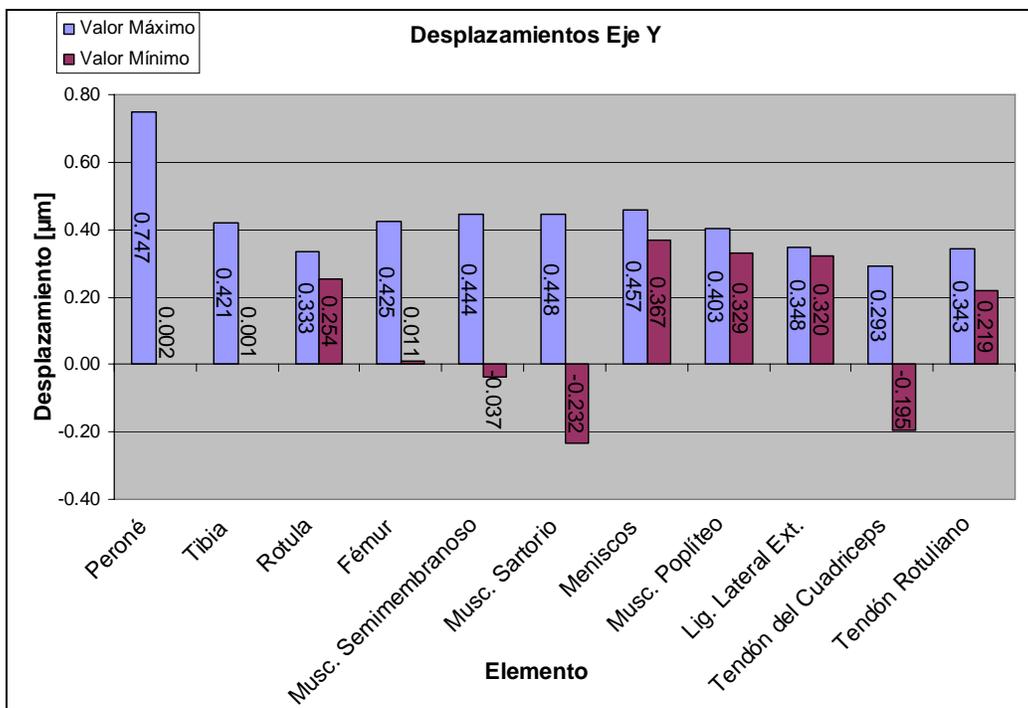


Figura 4.9 Distribución de esfuerzos utilizando teoría de falla de von Mises (# Elemento : # Nodo).

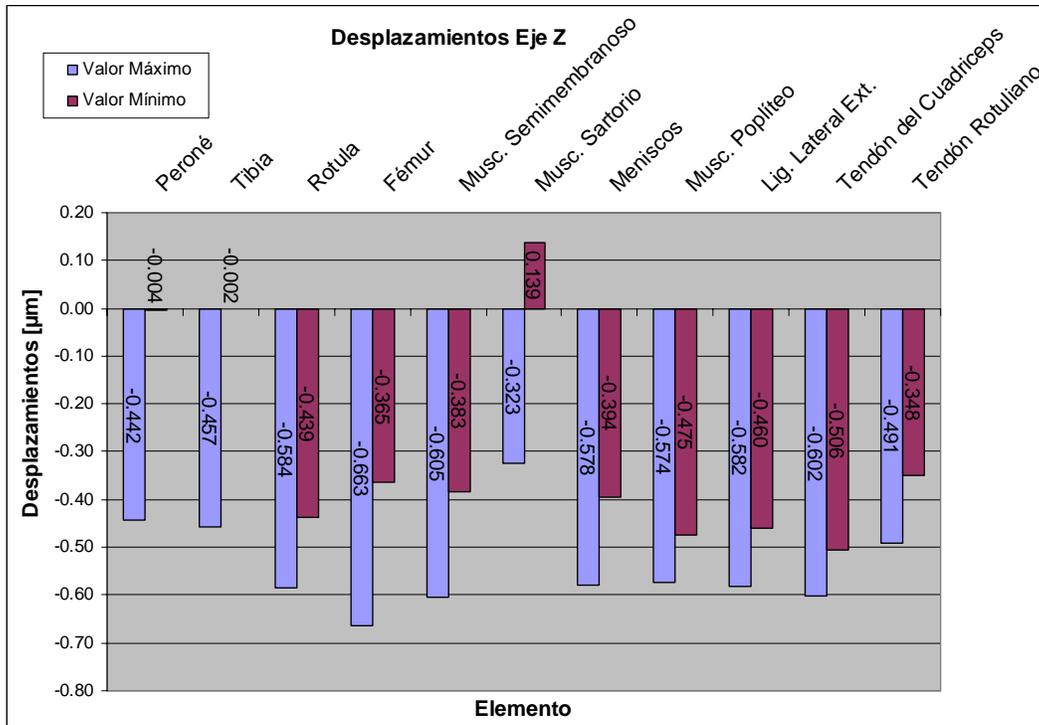
En las gráficas 4.1 a 4.4 se puede observar cuales son los elementos con mayor valor de deformación y esfuerzo, donde la dirección de la magnitud o la barra nos indica si la deformación es a tensión o a compresión. En estas gráficas se agruparon los resultados para los valores máximo y mínimo de cada elemento, teniendo en el eje Y las deformaciones o esfuerzos según sea el caso, y en el X el elemento al que corresponde dicha magnitud.



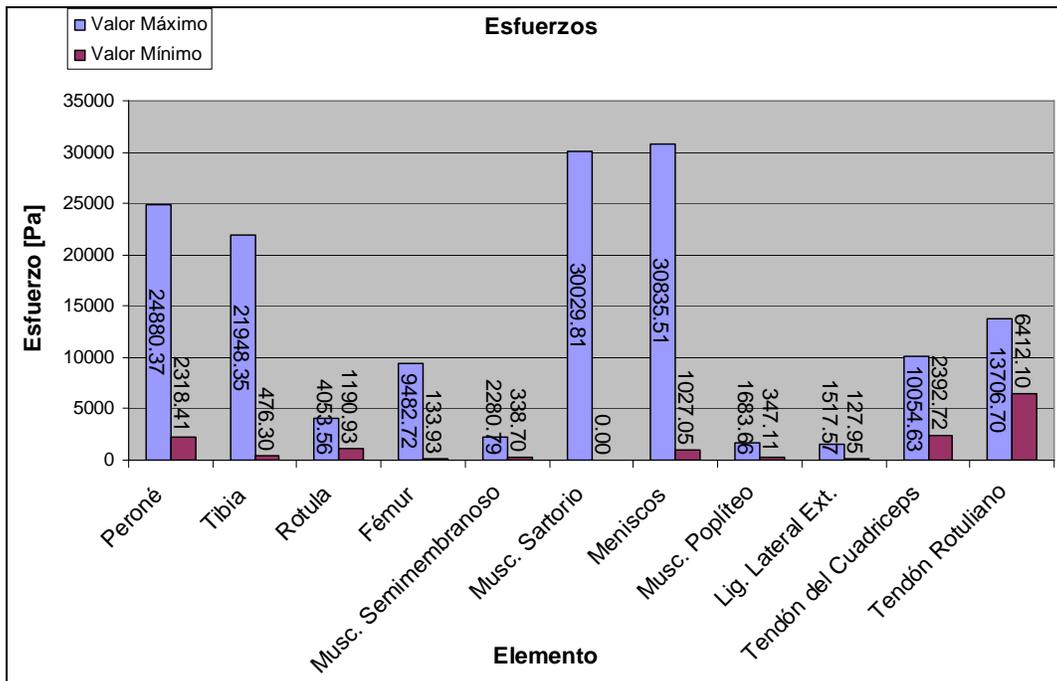
Gráfica 4.1 Niveles de desplazamiento en [μm]. Eje X.



Gráfica 4.2 Niveles de desplazamiento en [μm]. Eje Y.



Gráfica 4.3 Niveles de desplazamiento en [µm]. Eje Z.



Gráfica 4.4 Niveles de esfuerzo en [Pa], de acuerdo a teoría de falla de von Mises.

En el caso de carga el valor máximo que se obtuvo es de -0.9821 [µm] en la dirección X. En las gráficas 4.1 a 4.4 se puede observar el comportamiento (tensión o compresión) de cada elemento. En la tibia, peroné y el músculo sartorio se obtuvo ambos comportamientos con una diferencia de magnitud mayor a los demás elementos.

En lo que respecta a esfuerzos, los meniscos y el músculo sartorio presentan una mayor concentración de los mismos con un valor de 30860 y 30030 [Pa] respectivamente, y en menor medida pero con un valor de 21940 y 24880 [Pa] se encuentra la tibia y peroné en el orden mencionado. Por lo que se puede decir que estos son los elementos más activos durante este instante del análisis.

- **CASO DE TORSIÓN**

La tabla 4 muestra los valores máximos y mínimos utilizados para la realización de las gráficas 4.6 a 4.8, y los nodos respectivos a cada valor, para las direcciones X, Y, Z, en desplazamientos.

Para un análisis más extenso de los resultados de esfuerzos y desplazamientos en las direcciones X, Y, y Z, para este caso de carga de torsión se puede consultar apéndice A y B.

Tabla 4. Valores críticos para desplazamientos [µm].

Desplazamientos [µm]						
	Peroné			Tibia		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	-226.71	2238	-382.81	-274.523	-77.352	-83.468
# Nodo	128504	128504	128504	122011	106234	115521
Valor Máximo	-258.678	1096	-144.686	-316.850	309.232	90.436
# Nodo	120037	120037	120070	107003	115521	106121
	Fémur			Músculo semimembranoso		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	1.334	-112.009	-61.097	-24.721	81.466	6.321
# Nodo	168417	169417	173781	183319	182561	183319
Valor Máximo	-125.153	250.931	82.692	-428.468	-169.476	151.546
# Nodo	169417	173781	169417	181118	179661	183648
	Tendón del bíceps			Meniscos		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	-29.442	22.705	10.775	-15.203	-59.736	-68.401
# Nodo	135835	135835	135835	133928	59398	135187
Valor Máximo	-127.950	513.505	-79.593	-204.140	304.505	66.276
# Nodo	136395	136395	136395	60260	134667	59398
	Tendón rotuliano			Ligamento lateral interno		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	147.444	115.652	-84.390	-169.683	48.199	58.363
# Nodo	57945	57359	57382	56050	56189	56189
Valor Máximo	129.831	247.746	-88.413	-196.547	-140.574	107.825
# Nodo	57936	57936	57945	56189	56393	56393
	Rotula			Tendón del cuádriceps		
	Dirección			Dirección		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Valor Mínimo	197.691	-29.465	-66.819	22.344	-16.361	-7.834
# Nodo	8120	6637	6637	10808	10790	10808
Valor Máximo	144.934	183.566	-93.152	128.928	113.386	-72.638
# Nodo	7520	6196	6196	10052	10052	10052

Las figuras 4.10 a 4.12 muestran la localización de los nodos de la tabla 4, para una carga de flexión y una torsión sobre la tibia (figura 4.4). En este caso los elementos con mayor deformación son el músculo semimembranoso, la tibia y el peroné, con una compresión dentro del rango de 0.2 a 0.4 [mm] en la dirección X.

El peroné es el elemento con mayor desplazamiento para la dirección Y y Z, con una tensión de 2.23 [mm] en Y, y 0.38 [mm] en Z.

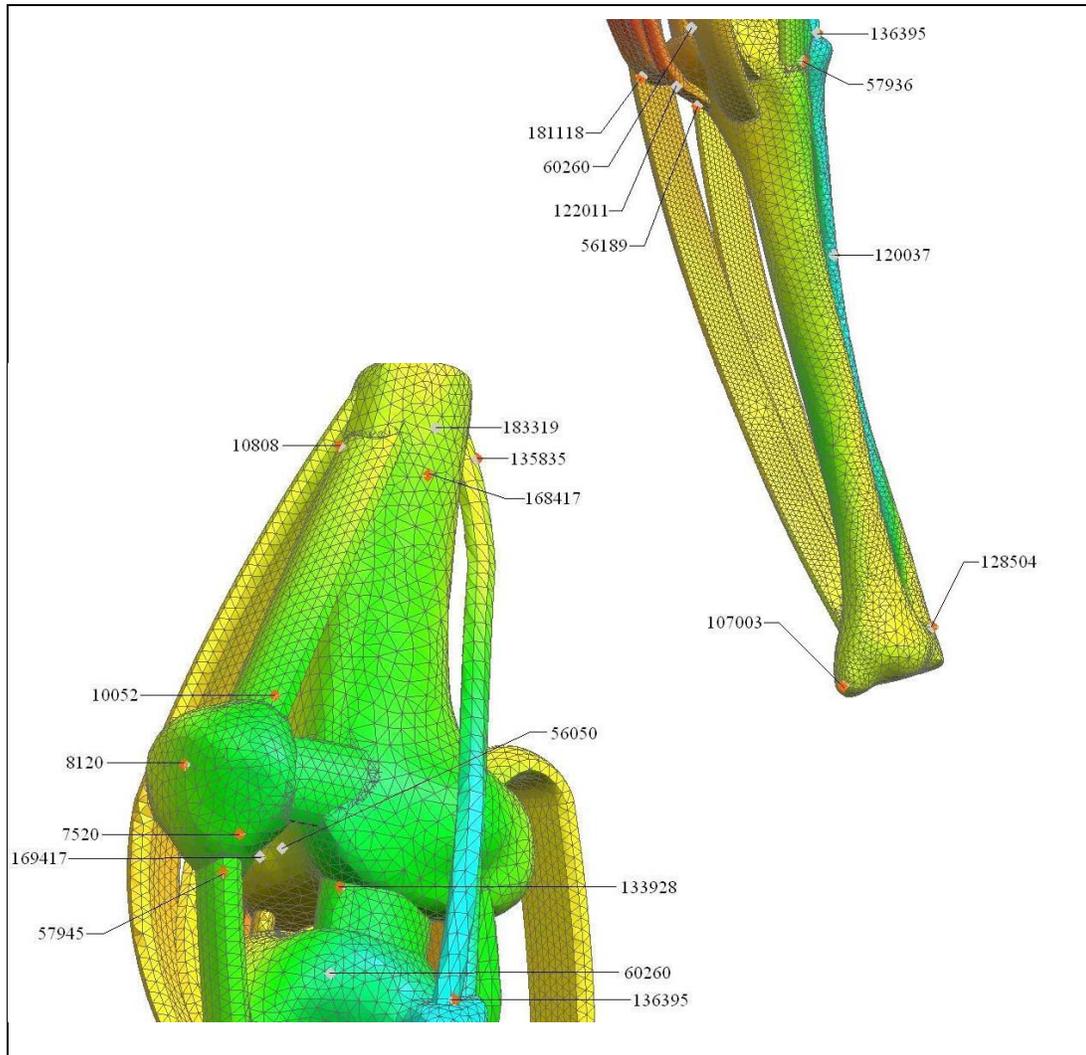


Figura 4.10 Posición de los nodos de mayor desplazamiento en la dirección X.

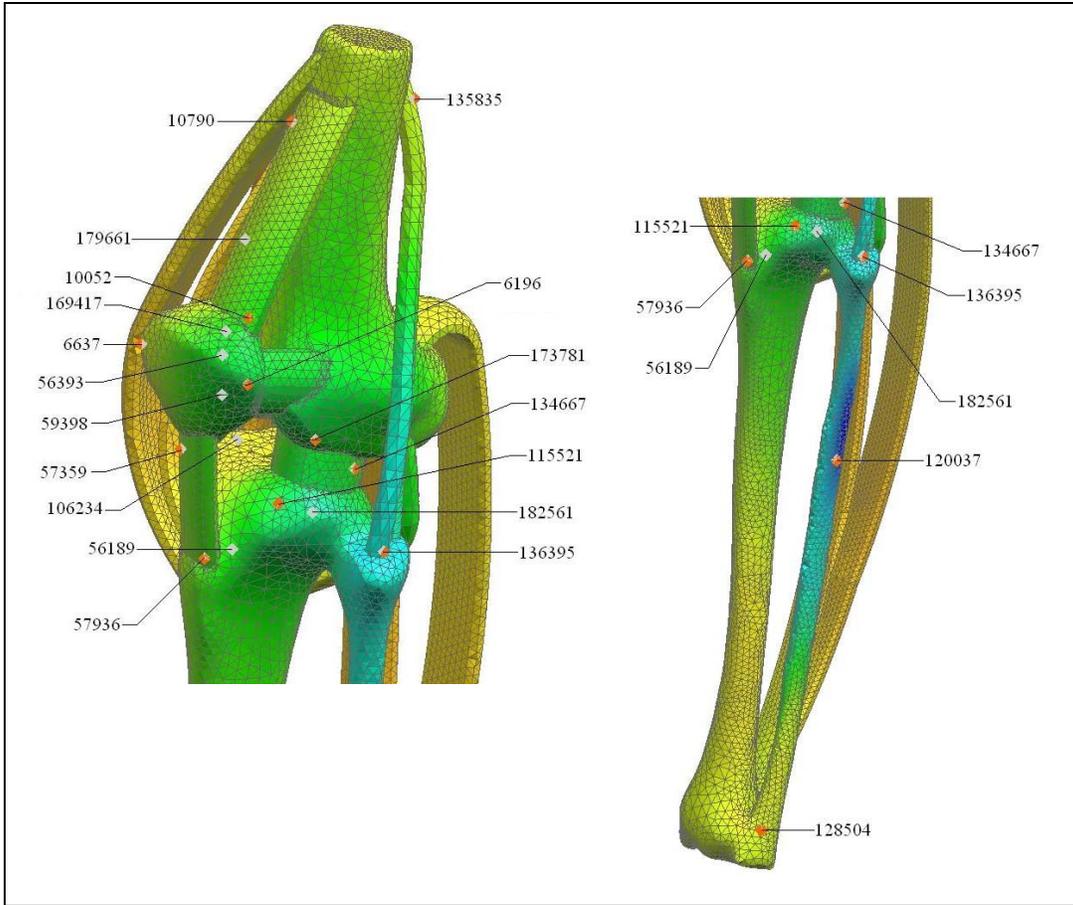


Figura 4.11 Posición de los nodos de mayor desplazamiento en la dirección Y.

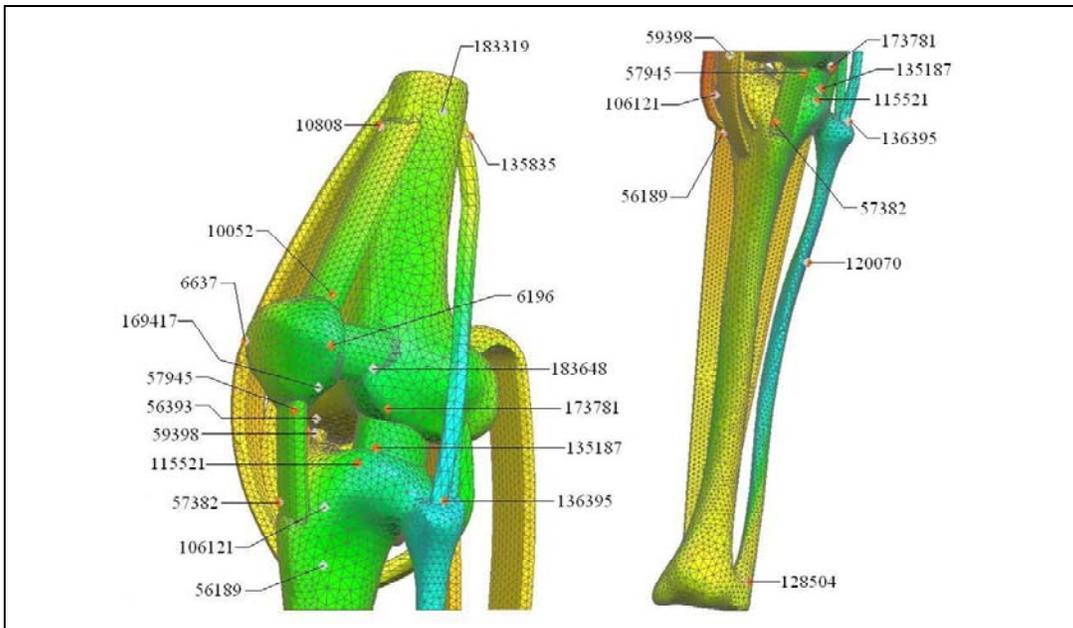


Figura 4.12 Posición de los nodos de mayor desplazamiento en la dirección Z.

En la tabla 5 se muestran los valores máximos y mínimos utilizados para la realización de la gráfica 4.5, utilizando el criterio de falla de von Mises.

Tabla 5. Valores críticos para esfuerzo [MPa].

Esfuerzo [MPa]			
Criterio de von Mises			
	Rotula	Fémur	Peroné
Valor Mínimo	0.1454	0.2483	4.02
# Elem : # Node	2524 : 7196	101843 : 168892	70424 : 126525
Valor Máximo	0.4976	8.623	6.61
# Elem : # Node	2463 : 8319	101937 : 168469	52546 : 120682
	Tibia	Tendón del bíceps	Ligamento lateral Interno
Valor Mínimo	0.5876	2.287	0.2108
# Elem : # Node	71207 : 122162	77243 : 135874	30489 : 55898
Valor Máximo	8.322	2.327	0.2434
# Elem : # Node	50404 : 114607	76938 : 136329	30588 : 56247
	Tendón del cuádriceps	Músculo Semimembranoso	Tendón rotuliano
Valor Mínimo	0.6871	0.1019	0.512
# Elem : # Node	6325 : 10035	106169 : 184241	30993 : 57692
Valor Máximo	0.9401	1.223	0.667
# Elem : # Node	6198 : 10771	105673 : 183117	30886 : 57383
	Meniscos		
Valor Mínimo	0.326466		
# Elem : # Node	31524 : 60074		
Valor Máximo	4.783		
# Elem : # Node	75916 : 134709		

La gráfica 4.8 de distribución de esfuerzos usando el criterio de falla de von Mises, nos muestra que los elementos con mayor concentración de esfuerzos son el fémur, tibia, peroné y los meniscos con valores por encima de 4 [MPa] y hasta 8.62 [MPa].

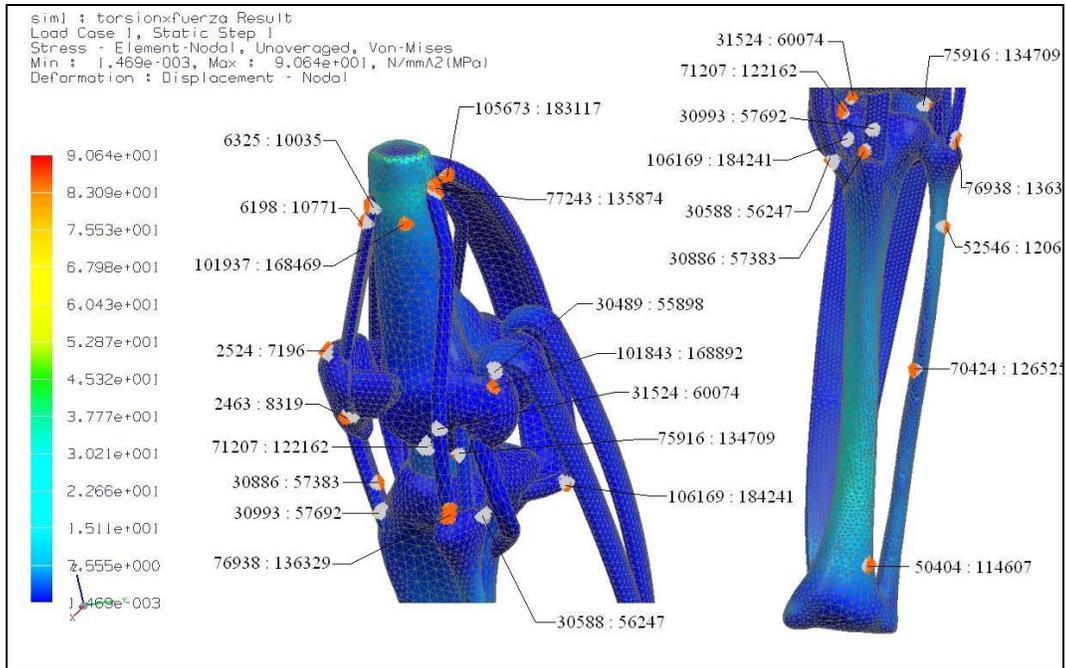
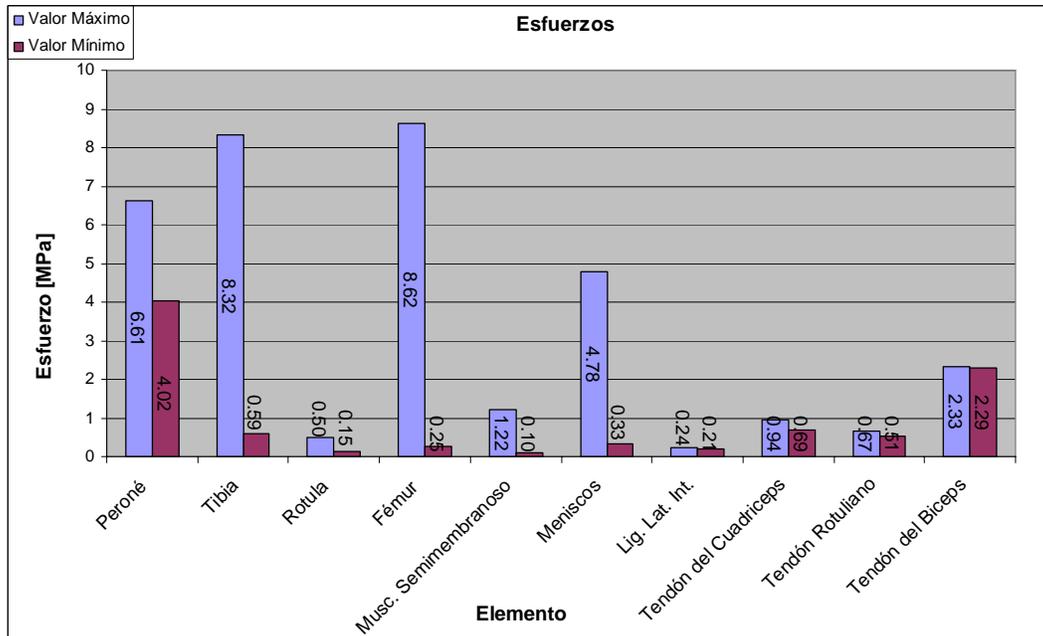
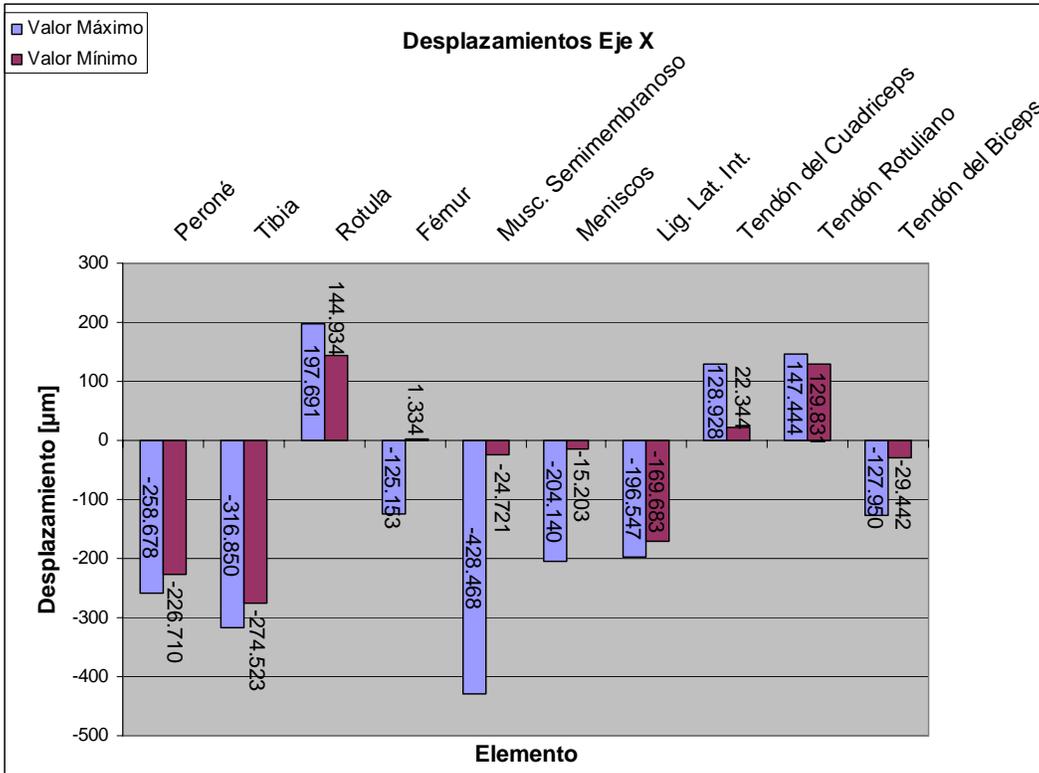


Figura 4.13 Distribución de esfuerzos utilizando teoría de falla de Von mises (# Elemento : # Nodo).

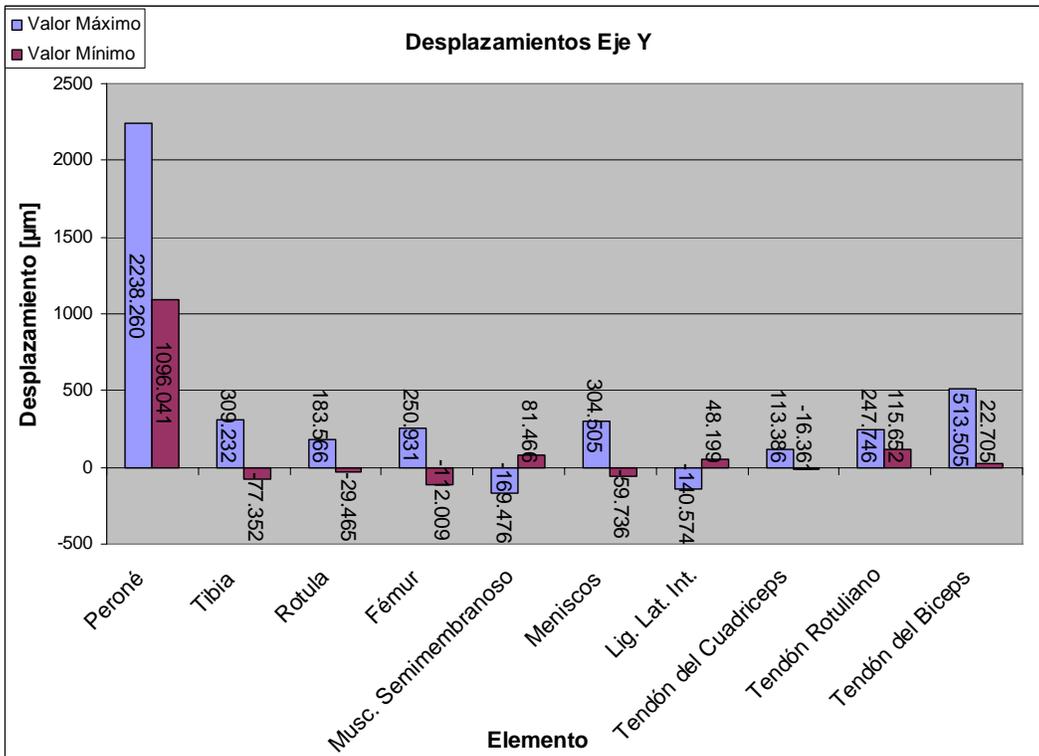
En las gráficas 4.5 a 4.8 se muestran los resultados de una manera más práctica, para poder hacer una comparación de cómo se comporta cada elemento en las diferentes direcciones para la torsión aplicada.



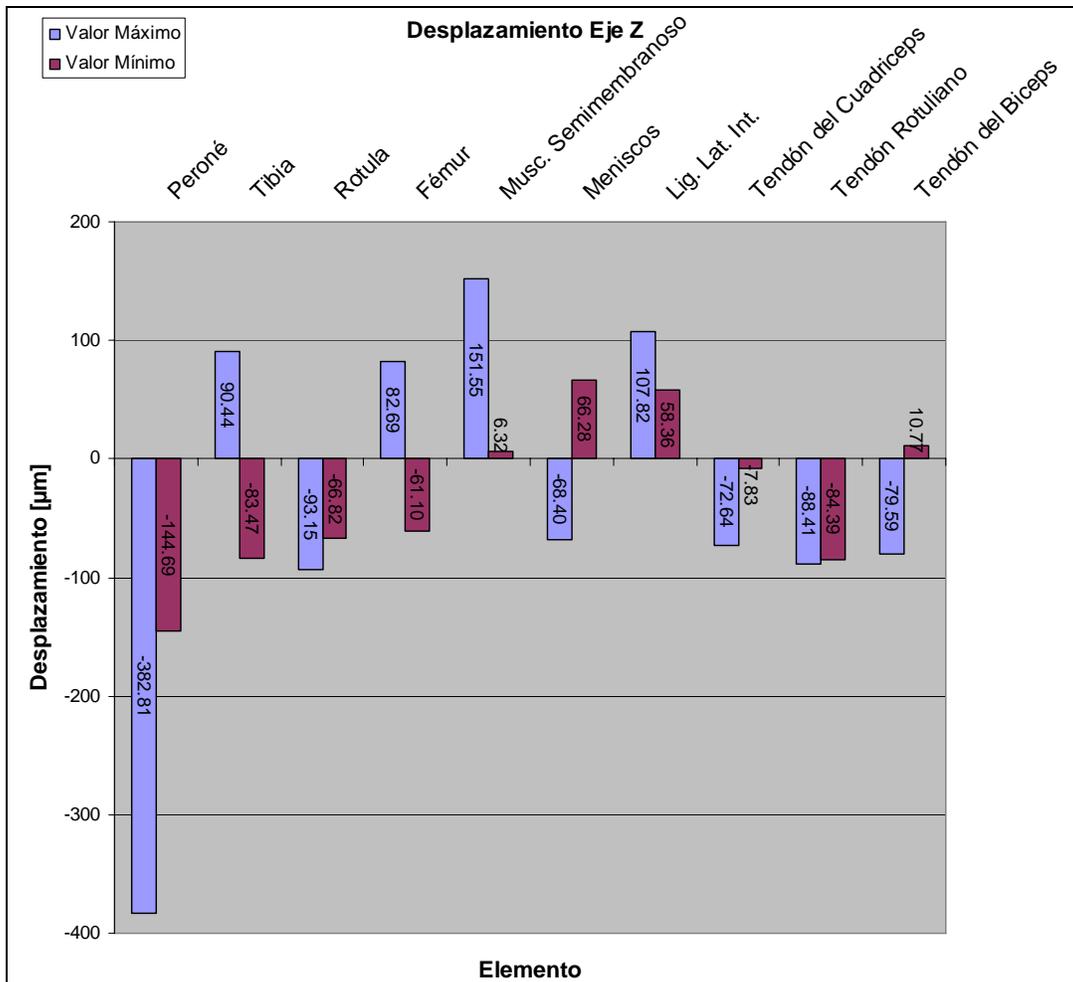
Gráfica 4.5 Niveles de esfuerzo en [MPa], de acuerdo a teoría de falla de von Mises.



Gráfica 4.6 Niveles de desplazamiento en [μm]. Eje X.



Gráfica 4.7 Niveles de desplazamiento en [μm]. Eje Y.



Gráfica 4.8 Niveles de desplazamiento en [μm]. Eje Z.

En este caso los desplazamientos son más amplios, siendo el peroné el elemento con mayor deformación, con una tensión de 2.23 [mm] en la dirección Y, y una compresión de 0.25 [mm] en X, y 0.38 [mm] en Z. Debido a la torsión aplicada, se presenta tensión y compresión en la mayoría de los elementos para la misma dirección.

En cuanto a esfuerzos, se obtuvo al peroné, tibia, fémur y meniscos, como los elementos con mayor concentración de esfuerzos con valores por encima de 4 [MPa] y hasta 8.62 [MPa].

4.6 Bibliografía

- [1] Arredondo Berrocal, José Federico y Carrillo Álvarez, César. Análisis tridimensional de la rodilla mediante elemento finito, México, 2007, Tesis Licenciatura UNAM, Facultad de Ingeniería.
- [2] Nordin. Margarita y Frankel, Víctor H. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético, editorial Mc Graw Hill, 3ra edición España 2004
- [3] Díaz Gonzáles García José A. y Arocha Ordaz Oscar G., Análisis de una rodilla humana en la posición de empuje durante la marcha utilizando el método de elemento finito, Tesis para obtener el título de Ing. Mecánico, F. I. UNAM.

CONCLUSIONES

Para cumplir con el objetivo de esta tesis, que era realizar un análisis estructural de la rodilla humana para conocer su comportamiento durante la fase de apoyo en la marcha, se utilizó software CAD-CAE para modelar y simular cada caso de estudio mediante un análisis por elemento finito.

En el caso de carga los resultados obtenidos para el caso de flexión son desplazamientos del orden de micras, con un valor máximo de $-0.982 \text{ } [\mu\text{m}]$ en el músculo sartorio en la dirección X, $0.747 \text{ } [\mu\text{m}]$ en Y para el peroné, $-0.663 \text{ } [\mu\text{m}]$ en Z para el fémur, y con un esfuerzo máximo de $30,835 \text{ } [\text{Pa}]$ en los meniscos.

La fase de apoyo que se analiza, mantiene a la articulación en posición totalmente extendida, de manera que en ese instante, para la locomoción normal, los elementos más activos son; meniscos, músculo sartorio, tibia, peroné, tendón del cuádriceps y tendón rotuliano. Así mismo, los elementos con menor concentración de esfuerzos son; el ligamento lateral externo, el músculo poplíteo y el músculo semimembranoso, que permite concluir que en extensión estos elementos no tienen un rol primario, como posiblemente lo deben tener en flexión.

En el caso de torsión los desplazamientos muestran un valor máximo de $-428.46 \text{ } [\mu\text{m}]$, en el músculo semimembranoso en la dirección X, $2.23 \text{ } [\text{mm}]$ en Y, y $-382.8 \text{ } [\mu\text{m}]$ en Z para el peroné, y un esfuerzo máximo de $8.62 \text{ } [\text{MPa}]$ en el fémur y $8.22 \text{ } [\text{MPa}]$ en la tibia. En este caso fue más notoria la participación de los huesos para equilibrar o contrarrestar la carga aplicada. En este caso los elementos más activos y que contrarrestan principalmente la torsión son; el fémur, tibia, peroné y los meniscos.

Las dificultades que se presentaron para la realización del presente trabajo de tesis, fue la complejidad de la articulación, ya que hay músculos que se extienden desde la tibia hasta la cadera (para esta tesis dichos músculos se restringieron a la parte más alta del fémur), otro problema fue encontrar información respecto a las propiedades mecánicas del hueso, músculos y ligamentos ya que ésta es muy escasa, así como la dificultad para definir con precisión la geometría y dimensión de cada músculo y ligamento, dado que varían para cada persona.

El presente trabajo permitirá contar con un modelo de la rodilla humana más completo al considerar en el mismo la presencia de músculos y ligamentos, además de darnos una idea más clara de los elementos más activos en esta posición y por tanto que se pueden presentar fallas o los elementos críticos que se deben considerar en análisis futuros.

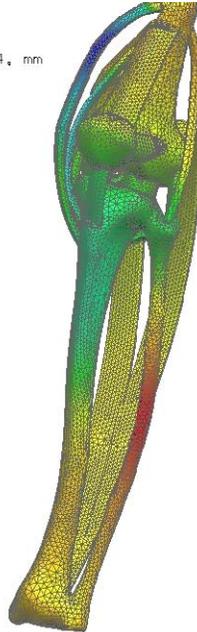
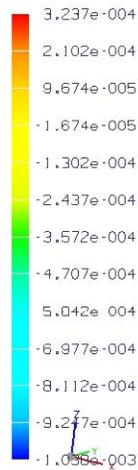
La carrera de ingeniería mecánica me permitió interpretar los resultados obtenidos, conocer como se distribuye la carga y predecir en que elementos se pueden presentar fallas, así como tener conocimiento para saber como definir y aplicar las cargas, y las condiciones o restricciones para delimitar al modelo.

APÉNDICE A

En este apéndice se muestran los resultados de la articulación de la rodilla para el caso de carga y el caso de torsión de acuerdo a las condiciones descritas en el capítulo 4. Los resultados mostrados corresponden a los desplazamientos y esfuerzos en los ejes X, Y, y Z.

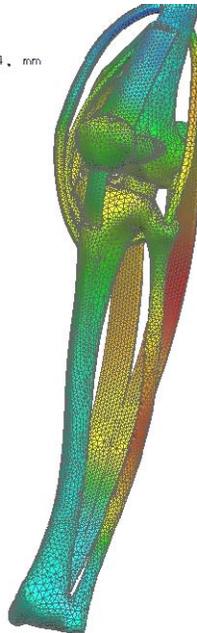
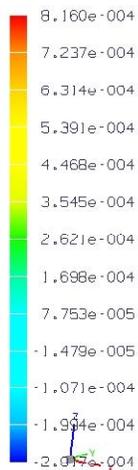
- **CASO DE CARGA**

Rodilla_sim1 : Solution 1 Result
Load Case 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, X
Min : -1.038e-003, Max : 3.237e-004, mm
Deformation : Displacement - Nodal



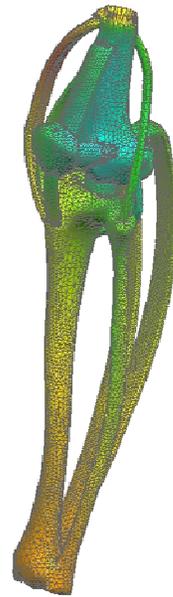
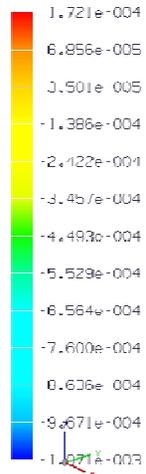
A1. Niveles de desplazamiento en eje X [mm]

Rodilla_sim1 : Solution 1 Result
Load Case 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Y
Min : -2.917e-004, Max : 8.160e-004, mm
Deformation : Displacement - Nodal



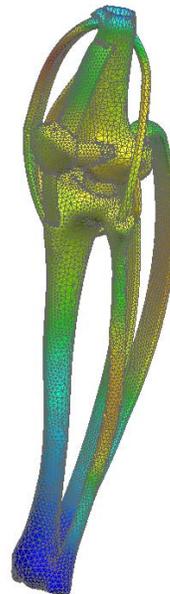
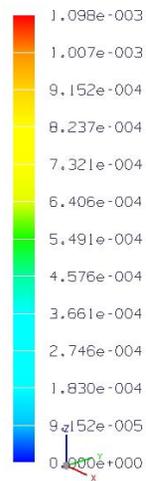
A2. Niveles de desplazamiento en eje Y [mm]

Rodilla.sim1 : Solution 1 Result
Load Case 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Z
Min : 1.071e-003, Max : 1.721e-004, mm
Deformation : Displacement - Nodal



A3. Niveles de desplazamiento en eje Z [mm]

Rodilla.sim1 : Solution 1 Result
Load Case 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000e+000, Max : 1.098e-003, mm
Deformation : Displacement - Nodal



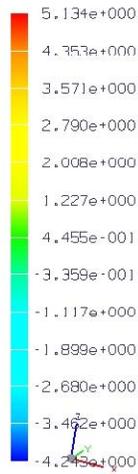
A4. Niveles de desplazamiento en magnitud [mm]

Rodilla_sim1 : Solution J Result
Load Case J, Static Step J
Stress - Element-Nodal, Unaveraged, XX
Min : -4.058e+000, Max : 5.283e+000, N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal



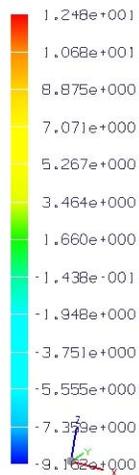
A5. Niveles de esfuerzo en eje X [MPa]

Rodilla_sim1 : Solution J Result
Load Case J, Static Step J
Stress - Element-Nodal, Unaveraged, YY
Min : -4.243e+000, Max : 5.134e+000, N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal



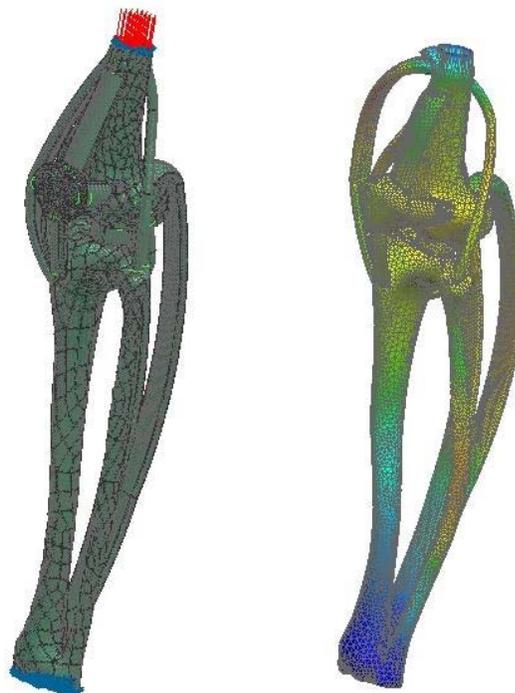
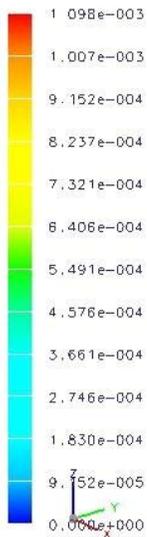
A6 Niveles de esfuerzo en eje Y [MPa]

Rodilla_sim1 : Solution 1 Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, ZZ
 Min : -9.162e+000, Max : 1.248e+001, N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal



A7. Niveles de esfuerzo en eje Z [MPa]

Rodilla_sim1 : Solution 1 Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000e+000, Max : 1.098e-003, mm
 Deformation : Displacement - Nodal

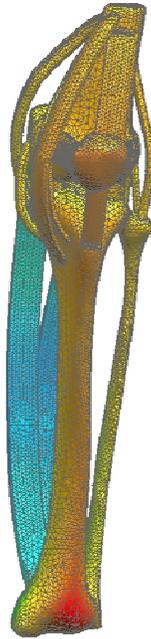
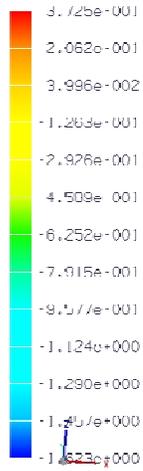


ANALYSIS_1 WORK Camera ANALYSIS_1

A8. Modelo antes de la aplicación de cargas (izq.) y después de la aplicación de la misma (der.).

- CASO DE TORSIÓN

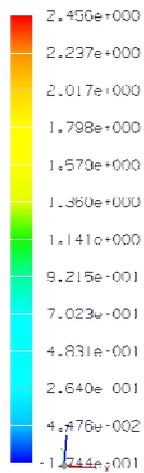
sim1 : torsionxfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, X
 Min : -1.623e+000, Max : 3.725e-001, mm
 Deformation : Displacement - Nodal



ANALYSIS_1 WORK Camera ANALYSIS_1

A9. Niveles de desplazamiento eje X [mm]

sim1 : torsionxfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Y
 Min : -1.744e-001, Max : 2.456e+000, mm
 Deformation : Displacement - Nodal



ANALYSIS_1 WORK Camera ANALYSIS_1

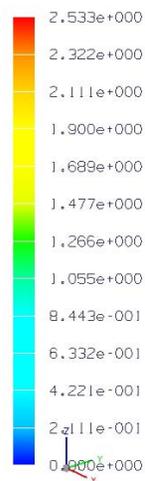
A10. Niveles de desplazamiento eje Y [mm]

sim1 : torsionxfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Z
 Min : -4.103e-001, Max : 2.684e-001, mm
 Deformation : Displacement - Nodal



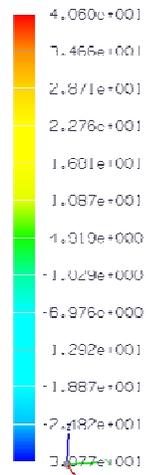
A11. Niveles de desplazamiento eje Z [mm]

sim1 : torsionxfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000e+000, Max : 2.533e+000, mm
 Deformation : Displacement - Nodal



A12. Niveles de desplazamiento en magnitud [MPa]

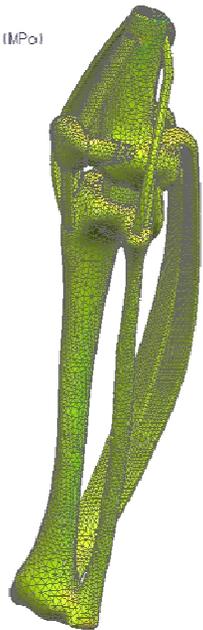
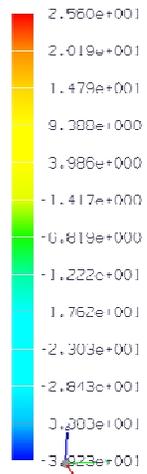
sim1 : torsionfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, XX
 Min : -3.077e+001, Max : 4.000e+001, N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal



ANALYSIS_1 WORK Camera ANALYSIS_1

A13. Niveles de esfuerzo en eje X [MPa]

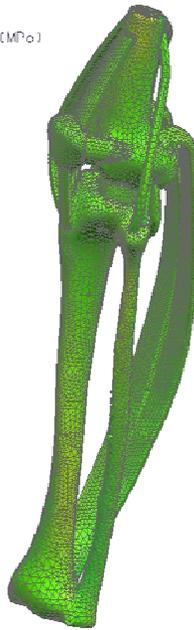
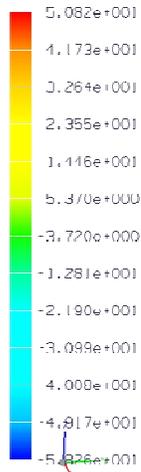
sim1 : torsionfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, YY
 Min : -3.923e+001, Max : 2.560e+001, N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal



ANALYSIS_1 WORK Camera ANALYSIS_1

A14. Niveles de esfuerzo en eje Y [MPa]

sim1 : torsionxfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, ZZ
 Min : 5.026e+001, Max : 5.002e+001, N/mmA2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal



ANALYSIS_1 WORK Camera ANALYSIS_1

A15. Niveles de esfuerzo en eje Z [MPa]

sim1 : torsionxfuerza Result
 Load Case 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000e+000, Max : 2.533e+000, mm
 Deformation : Displacement - Nodal



A16. Modelo antes de la aplicación de cargas (izq.) y después de la aplicación de la misma (der.).

APÉNDICE B

En este apéndice se muestran los valores obtenidos desde Unigraphics NX5, para los distintos nodos seleccionados que sirvieron para la realización de las graficas mostradas en el capítulo 4.

• DESPLAZAMIENTOS PARA CARGA DE FLEXIÓN

Result Name : Result 1
Load Case : Load Case 1
Iteration : Static Step 1
Result : Displacement - Nodal
Units : Mm

PERONÉ

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
116453	1.511E-6	1.810E-6	-9.913E-6	-9.913E-6
117572	193.767E-6	559.682E-6	-183.519E-6	-183.519E-6
118265	103.309E-6	264.788E-6	-187.239E-6	-187.239E-6
118662	296.653E-6	747.202E-6	-337.322E-6	-337.322E-6
118820	312.579E-6	742.799E-6	-361.894E-6	-361.894E-6
119242	259.749E-6	678.895E-6	-341.937E-6	-341.937E-6
119558	-121.926E-6	412.176E-6	-338.643E-6	-338.643E-6
126178	7.978E-6	22.697E-6	-3.671E-6	-3.671E-6
126749	-343.887E-6	294.998E-6	-419.408E-6	-419.408E-6
126907	-313.449E-6	309.786E-6	-423.513E-6	-423.513E-6
127096	-371.441E-6	305.878E-6	-441.902E-6	-441.902E-6
Minimum	-371.441E-6	1.810E-6	-441.902E-6	-441.902E-6
Node ID	127096	116453	127096	127096
Maximum	312.579E-6	747.202E-6	-3.671E-6	-3.671E-6
Node ID	118820	118662	126178	126178

TÍBIA

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
107760	-478.612E-6	245.518E-6	-322.060E-6	-322.060E-6
108628	-829.071E-9	-765.538E-9	-2.209E-6	-2.209E-6
109048	-342.597E-6	128.348E-6	-276.357E-6	-276.357E-6
109549	12.193E-6	40.777E-6	-63.391E-6	-63.391E-6
110548	-363.752E-6	361.884E-6	-457.477E-6	-457.477E-6
110811	-73.391E-6	90.067E-6	-145.110E-6	-145.110E-6
113516	-456.311E-6	182.177E-6	-293.219E-6	-293.219E-6
115171	11.378E-6	16.452E-6	-34.526E-6	-34.526E-6
115711	-404.671E-6	353.946E-6	-395.049E-6	-395.049E-6
116015	1.069E-6	-295.097E-9	-1.694E-6	-1.694E-6
122959	-438.230E-6	287.538E-6	-387.759E-6	-387.759E-6
123421	-391.188E-6	421.411E-6	-356.318E-6	-356.318E-6
124496	-475.476E-6	286.918E-6	-322.462E-6	-322.462E-6

124812	-213.306E-6	109.215E-6	-161.425E-6	-161.425E-6
125050	-435.290E-6	280.859E-6	-394.522E-6	-394.522E-6
Minimum	-478.612E-6	-765.538E-9	-457.477E-6	-457.477E-6
Node ID	107760	108628	110548	110548
Maximum	12.193E-6	421.411E-6	-1.694E-6	-1.694E-6
Node ID	109549	123421	116015	116015

FÉMUR

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
162900	-222.092E-6	348.869E-6	-364.829E-6	-364.829E-6
163015	-312.916E-6	425.379E-6	-423.483E-6	-423.483E-6
164000	-179.929E-6	287.281E-6	-401.888E-6	-401.888E-6
164963	-181.238E-6	226.629E-6	-560.239E-6	-560.239E-6
167982	-319.088E-6	352.631E-6	-663.301E-6	-663.301E-6
173053	23.171E-6	11.070E-6	-524.942E-6	-524.942E-6
173088	-165.837E-6	226.384E-6	-523.825E-6	-523.825E-6
173898	-26.547E-6	33.619E-6	-638.969E-6	-638.969E-6
174266	-263.593E-6	331.292E-6	-552.062E-6	-552.062E-6
174871	-75.689E-6	117.521E-6	-529.270E-6	-529.270E-6
175316	-290.783E-6	335.719E-6	-626.090E-6	-626.090E-6
Minimum	-319.088E-6	11.070E-6	-663.301E-6	-663.301E-6
Node ID	167982	173053	167982	167982
Maximum	23.171E-6	425.379E-6	-364.829E-6	-364.829E-6
Node ID	173053	163015	162900	162900

MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
179165	-148.261E-6	383.251E-6	-419.884E-6	-419.884E-6
179927	-130.392E-6	422.595E-6	-382.801E-6	-382.801E-6
180133	-310.443E-6	444.282E-6	-414.111E-6	-414.111E-6
181859	74.410E-6	133.966E-6	-488.147E-6	-488.147E-6
182323	47.065E-6	167.415E-6	-525.043E-6	-525.043E-6
182573	-367.088E-6	376.135E-6	-436.405E-6	-436.405E-6
183231	41.556E-6	-840.042E-9	-604.526E-6	-604.526E-6
183274	45.546E-6	32.450E-6	-499.751E-6	-499.751E-6
183329	-22.024E-6	-37.336E-6	-477.755E-6	-477.755E-6
184174	60.075E-6	101.150E-6	-572.309E-6	-572.309E-6
Minimum	-367.088E-6	-37.336E-6	-604.526E-6	-604.526E-6
Node ID	182573	183329	183231	183231
Maximum	74.410E-6	444.282E-6	-382.801E-6	-382.801E-6
Node ID	181859	180133	179927	179927

MÚSCULO SARTORIO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
65120	-444.110E-6	344.785E-6	-319.640E-6	-319.640E-6
65379	-380.692E-6	438.164E-6	-257.915E-6	-257.915E-6
65708	-345.411E-6	447.520E-6	-231.795E-6	-231.795E-6
66610	-411.548E-6	388.652E-6	-275.760E-6	-275.760E-6
66707	-401.918E-6	414.677E-6	-244.755E-6	-244.755E-6
66810	-814.137E-6	106.842E-6	-92.861E-6	-92.861E-6
66854	-976.932E-6	-106.440E-6	138.587E-6	138.587E-6
67460	-374.511E-6	-122.536E-6	-66.739E-6	-66.739E-6
68124	-982.109E-6	-194.178E-6	111.011E-6	111.011E-6
68223	-746.682E-6	-232.460E-6	-52.712E-6	-52.712E-6
68421	-812.289E-6	74.416E-6	43.823E-6	43.823E-6
68797	-302.086E-6	-228.278E-6	-323.024E-6	-323.024E-6
68860	-712.143E-6	180.762E-6	-124.612E-6	-124.612E-6
Minimum	-982.109E-6	-232.460E-6	-323.024E-6	-323.024E-6
Node ID	68124	68223	68797	68797
Maximum	-302.086E-6	447.520E-6	138.587E-6	138.587E-6
Node ID	68797	65708	66854	66854

MÚSCULO POPLÍTEO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
13126	-419.995E-6	329.255E-6	-474.993E-6	-474.993E-6
13342	-379.655E-6	386.319E-6	-558.074E-6	-558.074E-6
13365	-405.721E-6	356.642E-6	-519.628E-6	-519.628E-6
13402	-355.661E-6	402.984E-6	-572.199E-6	-572.199E-6
13530	-306.102E-6	372.664E-6	-574.255E-6	-574.255E-6
13544	-325.587E-6	398.348E-6	-560.164E-6	-560.164E-6
Minimum	-419.995E-6	329.255E-6	-574.255E-6	-574.255E-6
Node ID	13126	13126	13530	13530
Maximum	-306.102E-6	402.984E-6	-474.993E-6	-474.993E-6
Node ID	13530	13402	13126	13126

MENISCOS

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
59429	-353.442E-6	457.478E-6	-393.576E-6	
59723	-362.846E-6	439.844E-6	-410.145E-6	-410.145E-6
59824	-354.735E-6	434.461E-6	-414.800E-6	-414.800E-6
59833	-342.109E-6	444.035E-6	-413.077E-6	-413.077E-6
133783	-338.078E-6	372.382E-6	-578.105E-6	-578.105E-6
133838	-376.726E-6	390.278E-6	-478.184E-6	-478.184E-6
134151	-337.453E-6	394.252E-6	-528.250E-6	-528.250E-6
134504	-343.366E-6	366.934E-6	-514.427E-6	-514.427E-6
134838	-345.436E-6	399.727E-6	-504.187E-6	-504.187E-6

Minimum	-376.726E-6	366.934E-6	-578.105E-6	-578.105E-6
Node ID	133838	134504	133783	133783
Maximum	-337.453E-6	457.478E-6	-393.576E-6	-393.576E-6
Node ID	134151	59429	59429	59429

LIGAMENTO LATERAL EXTERNO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
12460	-385.084E-6	319.848E-6	-460.298E-6	-460.298E-6
12509	-367.175E-6	336.236E-6	-505.924E-6	-505.924E-6
12519	-334.313E-6	347.907E-6	-546.151E-6	-546.151E-6
12530	-287.254E-6	335.904E-6	-581.662E-6	-581.662E-6
12551	-357.712E-6	346.821E-6	-519.685E-6	-519.685E-6
Minimum	-385.084E-6	319.848E-6	-581.662E-6	-581.662E-6
Node ID	12460	12460	12530	12530
Maximum	-287.254E-6	347.907E-6	-460.298E-6	-460.298E-6
Node ID	12530	12519	12460	12460

RÓTULA

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
5676	-374.754E-6	266.098E-6	-490.109E-6	-490.109E-6
6139	-313.531E-6	275.509E-6	-574.909E-6	-574.909E-6
6746	-345.014E-6	296.520E-6	-438.760E-6	-438.760E-6
6837	-279.702E-6	328.039E-6	-449.158E-6	-449.158E-6
7333	-252.631E-6	315.789E-6	-526.077E-6	-526.077E-6
7632	-246.844E-6	303.216E-6	-584.239E-6	-584.239E-6
8036	-236.129E-6	333.316E-6	-493.169E-6	-493.169E-6
8250	-370.645E-6	253.605E-6	-545.593E-6	-545.593E-6
Minimum	-374.754E-6	253.605E-6	-584.239E-6	-584.239E-6
Node ID	5676	8250	7632	7632
Maximum	-236.129E-6	333.316E-6	-438.760E-6	-438.760E-6
Node ID	8036	8036	6746	6746

TENDÓN ROTULIANO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
57366	-410.415E-6	230.398E-6	-451.496E-6	-451.496E-6
57384	-461.244E-6	342.848E-6	-348.492E-6	-348.492E-6
57451	-440.137E-6	244.134E-6	-419.249E-6	-419.249E-6
57722	-397.119E-6	219.197E-6	-491.270E-6	-491.270E-6
57929	-433.775E-6	225.285E-6	-436.496E-6	-436.496E-6
57946	-451.928E-6	324.565E-6	-361.477E-6	-361.477E-6

Minimum	-461.244E-6	219.197E-6	-491.270E-6	-491.270E-6
Node ID	57384	57722	57722	57722
Maximum	-397.119E-6	342.848E-6	-348.492E-6	-348.492E-6
Node ID	57722	57384	57384	57384

TENDÓN DEL CUADRICEPS

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
10070	-219.788E-6	292.732E-6	-537.096E-6	-537.096E-6
10103	-43.361E-6	-80.414E-6	-534.213E-6	-534.213E-6
10208	40.209E-6	-181.903E-6	-526.421E-6	-526.421E-6
10230	44.734E-6	-179.754E-6	-537.574E-6	-537.574E-6
10263	-226.645E-6	280.357E-6	-602.147E-6	-602.147E-6
10392	-159.363E-6	167.477E-6	-581.494E-6	-581.494E-6
10771	31.565E-6	-195.243E-6	-505.908E-6	-505.908E-6
Minimum	-226.645E-6	-195.243E-6	-602.147E-6	-602.147E-6
Node ID	10263	10771	10263	10263
Maximum	44.734E-6	292.732E-6	-505.908E-6	-505.908E-6
Node ID	10230	10070	10771	10771

• ESFUERZOS EN LAS 6 DIRECCIONES PARA CARGA DE FLEXIÓN.

Meniscos

Result Name : Result 1
Load Case : Load Case 1
Iteration : Static Step 1
Result : Stress - Element-Nodal, Unaveraged
Units : N/mm²(MPa)

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
59934	-2.31E-05	1.46E-04	-4.47E-03	1.12E-04	3.76E-04	8.22E-04	4.80E-03
59366	1.72E-05	-2.43E-04	-7.55E-03	-4.98E-05	-1.59E-03	-5.16E-06	7.94E-03
60256	1.20E-04	1.41E-04	-3.81E-03	-2.50E-04	-2.49E-04	-6.46E-04	4.14E-03
60106	1.23E-04	-9.55E-04	-1.88E-02	-7.53E-05	-3.70E-03	-7.63E-04	1.95E-02
60260	-9.61E-05	1.16E-05	-2.58E-03	-9.80E-05	-2.18E-04	-6.00E-04	2.78E-03
59752	2.38E-05	7.54E-05	9.80E-04	3.05E-05	2.35E-04	7.72E-05	1.03E-03
59470	1.52E-05	1.56E-04	-4.00E-03	-6.05E-06	-2.83E-04	-7.69E-05	4.11E-03
135243	1.45E-04	-2.41E-04	-8.38E-03	1.92E-04	-1.57E-03	4.30E-04	8.81E-03
133908	8.99E-04	-1.25E-03	-2.70E-02	2.20E-04	-5.79E-03	9.90E-04	2.88E-02
134474	-9.80E-05	-1.24E-04	-1.58E-02	-9.65E-05	-1.21E-03	-1.09E-03	1.59E-02
133796	-1.16E-03	-1.30E-03	-2.97E-02	2.16E-04	-6.68E-03	1.43E-03	3.08E-02
133554	1.87E-05	-6.60E-04	-2.34E-02	3.02E-05	-4.28E-03	-2.05E-04	2.42E-02
134447	-5.72E-05	-4.81E-04	-2.30E-02	-4.14E-05	-2.54E-03	3.92E-04	2.31E-02

LIGAMENTO LATERAL EXTERNO

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
55820	1.10E-05	2.96E-05	-4.16E-05	-1.25E-05	6.09E-05	-1.51E-05	1.28E-04
56514	5.73E-05	1.06E-04	-1.65E-04	-8.39E-05	1.03E-04	3.48E-05	3.46E-04
56468	1.09E-04	-1.36E-04	-1.56E-04	-1.63E-04	-3.06E-04	1.20E-05	6.52E-04
55950	2.64E-05	-7.32E-05	-1.41E-03	-2.67E-05	-3.31E-04	-1.23E-04	1.52E-03
56227	-6.06E-05	5.08E-05	9.58E-05	-1.83E-04	1.44E-04	-5.98E-05	4.40E-04
55786	5.44E-06	5.20E-05	9.86E-04	-2.66E-05	2.32E-04	-1.15E-04	1.06E-03
55644	-4.77E-06	-1.25E-04	-1.01E-03	1.87E-05	-3.34E-04	5.30E-05	1.12E-03
56077	7.71E-05	6.22E-05	6.13E-04	-2.03E-05	1.16E-04	-1.58E-04	6.42E-04

MÚSCULO POPLÍTEO

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
13288	7.97E-05	5.71E-05	3.66E-04	1.42E-06	4.82E-05	2.01E-04	4.65E-04
13706	3.27E-06	8.25E-07	-2.35E-04	-3.96E-06	2.54E-04	9.93E-06	5.01E-04
13528	-3.92E-05	5.15E-06	-1.09E-03	4.19E-05	-2.47E-04	1.81E-04	1.20E-03
13576	2.58E-05	2.44E-05	1.41E-03	-2.18E-06	-5.46E-05	1.55E-04	1.41E-03
13171	-1.57E-05	-9.86E-05	1.30E-04	-1.20E-04	-1.79E-05	1.10E-04	3.47E-04
13404	1.62E-04	-6.52E-06	9.43E-04	5.42E-05	1.60E-04	3.95E-04	1.15E-03
13193	-6.41E-04	-8.68E-04	8.79E-05	-7.82E-04	-1.88E-04	-2.21E-04	1.68E-03
13137	-3.20E-04	3.18E-04	-2.00E-04	3.26E-05	-1.86E-04	-3.20E-04	8.71E-04

MÚSCULO SARTORIO

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
54713	6.07E-06	-4.25E-05	-2.76E-04	-7.84E-06	-1.01E-04	-3.22E-05	3.20E-04
67316	1.91E-03	7.97E-04	6.86E-03	1.28E-03	2.41E-03	3.58E-03	9.60E-03
67491	1.50E-02	-7.45E-04	8.53E-03	1.26E-03	-9.56E-04	1.53E-02	3.00E-02
69156	3.52E-05	-8.56E-05	-3.65E-04	-9.19E-05	2.41E-04	4.84E-05	5.76E-04
68334	-7.93E-04	-3.49E-04	-3.32E-03	-5.27E-04	-1.08E-03	-1.64E-03	4.48E-03
65515	1.77E-05	4.70E-05	-3.18E-03	-4.02E-05	1.28E-04	2.86E-04	3.26E-03
65301	1.04E-03	-5.40E-05	2.19E-03	1.38E-04	-2.08E-04	-1.44E-03	3.19E-03
66994	-1.28E-04	-2.17E-04	-1.36E-03	-1.72E-04	-5.84E-04	-3.99E-04	1.73E-03
67162	3.61E-04	2.04E-04	2.14E-03	3.01E-04	6.81E-04	9.05E-04	2.75E-03
65241	-9.43E-05	-1.63E-04	-6.52E-04	-2.80E-04	7.33E-04	2.58E-04	1.52E-03
68479	-2.82E-05	1.23E-04	1.98E-04	4.84E-05	2.20E-04	-9.71E-06	4.39E-04

MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
184566	7.33E-05	4.02E-04	1.33E-05	-2.51E-04	-8.22E-05	6.26E-05	5.93E-04
180978	-7.27E-05	2.57E-04	-5.32E-05	-1.86E-04	4.90E-04	1.03E-04	9.78E-04
179228	-1.63E-05	3.13E-05	3.01E-04	-3.20E-07	2.72E-04	9.13E-05	5.78E-04
179167	1.23E-06	-3.70E-05	8.40E-06	-1.71E-05	-1.93E-04	1.44E-05	3.39E-04
180424	1.41E-04	1.29E-04	2.17E-05	1.64E-04	3.29E-04	1.67E-04	7.09E-04
179372	5.28E-06	-4.63E-05	8.02E-04	2.86E-06	9.52E-05	6.18E-05	8.46E-04
183320	-8.59E-04	9.88E-04	-4.07E-04	-1.43E-04	-1.59E-04	-7.20E-04	2.11E-03
181773	-2.61E-04	-4.45E-05	-3.40E-04	-3.92E-04	-5.32E-04	-2.96E-04	1.28E-03
181660	-9.69E-04	-1.61E-04	-9.77E-04	-5.25E-04	-6.05E-04	-9.34E-04	2.28E-03
180146	3.13E-05	2.96E-05	5.31E-04	-1.66E-04	4.76E-04	-1.37E-04	1.03E-03

FÉMUR

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
168819	-1.57E-04	5.67E-04	-6.86E-03	2.38E-04	-1.34E-03	-1.86E-03	8.14E-03
168382	-1.26E-04	-3.71E-04	-8.16E-03	3.21E-06	-4.23E-04	8.37E-04	8.08E-03
163116	-6.09E-06	-1.60E-06	9.07E-05	-3.07E-06	3.63E-05	4.08E-05	1.34E-04
173943	-6.75E-07	2.75E-04	6.68E-04	9.94E-05	1.31E-03	7.38E-05	2.36E-03
172398	-1.01E-04	-1.92E-04	-5.30E-03	8.46E-06	-1.01E-03	1.20E-05	5.44E-03
172249	-1.28E-03	7.57E-04	-6.89E-03	-8.82E-04	-1.35E-03	-3.42E-03	9.48E-03
173097	-1.14E-04	-7.19E-05	3.60E-04	-1.30E-04	-8.98E-05	-2.32E-04	6.66E-04
174687	-4.39E-04	5.07E-05	-2.42E-03	1.73E-04	-8.90E-04	1.11E-03	3.36E-03

RÓTULA

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
7724	2.92E-04	8.54E-04	-1.78E-04	5.32E-04	-8.24E-04	-7.02E-04	2.27E-03
5095	-1.11E-04	-6.73E-04	-1.16E-03	8.24E-05	1.06E-03	-3.78E-04	2.15E-03
7091	1.40E-03	-2.33E-05	-1.06E-03	-2.43E-05	-6.52E-05	-4.42E-04	2.27E-03
5687	-1.29E-03	-4.24E-06	-5.80E-04	2.44E-05	2.02E-04	-1.38E-04	1.19E-03
8237	1.06E-03	1.60E-04	-2.50E-03	5.83E-04	-1.77E-04	-1.30E-03	4.05E-03
6135	6.50E-04	9.92E-05	5.53E-04	3.30E-04	-2.17E-04	-5.25E-04	1.25E-03
5426	4.08E-04	-1.05E-03	4.49E-04	-6.91E-04	-1.38E-04	3.45E-04	2.01E-03
7574	5.28E-04	5.75E-04	-1.10E-03	6.18E-04	2.63E-04	-8.07E-05	2.03E-03
7153	9.51E-04	1.90E-04	-7.14E-06	5.05E-04	-6.91E-05	1.26E-04	1.26E-03

PERONÉ

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
126034	-1.59E-05	-1.37E-04	-1.32E-02	6.31E-05	-1.81E-03	4.64E-05	1.35E-02
127199	3.13E-05	-4.15E-04	-1.27E-02	-1.46E-04	-2.22E-03	-5.62E-04	1.31E-02
126898	-8.73E-05	-5.68E-04	-1.64E-02	-1.24E-04	-3.14E-03	-6.95E-04	1.70E-02
120158	-9.27E-04	-7.37E-04	-1.51E-02	-1.88E-04	-4.66E-04	-3.72E-03	1.57E-02
126268	-1.67E-04	-9.21E-04	-2.42E-02	-2.59E-04	-4.20E-03	-1.34E-03	2.49E-02
119824	-1.01E-04	-6.13E-04	-1.37E-02	-1.05E-04	-2.73E-03	-3.75E-04	1.42E-02
119943	-1.71E-04	-4.47E-04	-4.93E-03	-1.38E-04	-1.10E-03	-1.90E-04	5.02E-03
117812	-8.77E-05	-3.15E-04	-5.70E-03	6.50E-05	-8.64E-04	3.02E-04	5.72E-03
120245	-3.73E-04	1.65E-03	-6.17E-04	9.89E-05	-2.00E-04	4.45E-04	2.32E-03

TIBIA

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
123902	1.96E-04	1.43E-04	-1.70E-02	-6.24E-05	-8.94E-04	3.22E-04	1.72E-02
110821	-1.85E-04	-6.37E-04	-1.45E-02	-1.30E-04	-2.90E-03	-9.51E-04	1.51E-02
113728	-6.23E-05	-6.08E-04	-1.62E-02	-1.93E-04	-2.39E-03	-9.42E-04	1.65E-02
122710	-2.64E-06	-7.17E-05	-4.35E-03	5.74E-05	-6.69E-04	2.83E-04	4.49E-03
107602	3.08E-04	2.19E-04	-1.36E-03	-2.31E-04	2.08E-04	-1.71E-04	1.74E-03
108136	-5.36E-04	-5.39E-04	-4.41E-03	4.79E-04	-1.50E-03	1.28E-03	5.23E-03
113205	-7.49E-05	-6.23E-04	-2.16E-02	7.83E-05	-3.13E-03	7.39E-04	2.19E-02
106552	-1.61E-04	-4.89E-05	-4.55E-04	9.80E-05	-3.05E-05	-1.45E-04	4.76E-04
124263	6.30E-04	1.05E-05	-1.44E-03	-4.88E-05	8.56E-05	3.95E-04	1.97E-03
111926	1.67E-04	4.63E-05	-1.07E-02	-2.63E-05	-7.11E-04	2.06E-04	1.09E-02
109259	-1.92E-04	-9.75E-05	-1.39E-02	-1.51E-04	-8.08E-04	-1.48E-03	1.40E-02
115519	-1.21E-03	-1.28E-03	-1.43E-03	-1.82E-03	-6.38E-04	-8.89E-04	3.68E-03
112868	-3.14E-05	-2.47E-04	-1.83E-02	-4.05E-05	-2.08E-03	-3.50E-04	1.85E-02
109303	-1.08E-04	-4.94E-04	-2.06E-02	1.72E-04	-2.91E-03	1.18E-03	2.10E-02

TENDÓN DEL CUADRICEPS

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
10224	8.28E-05	-9.74E-04	-5.15E-03	-1.28E-03	-2.20E-03	-1.93E-03	7.32E-03
11723	3.76E-05	-9.73E-04	-4.02E-03	-1.42E-04	-1.96E-03	-2.79E-04	5.02E-03
10703	2.06E-05	-4.66E-04	-1.91E-03	-3.20E-05	-9.42E-04	-9.25E-05	2.39E-03
10399	-6.81E-05	-1.24E-03	-4.63E-03	-3.12E-04	-2.40E-03	-5.86E-04	5.95E-03
10254	-2.03E-04	-1.96E-03	-8.17E-03	-4.55E-04	-3.91E-03	-8.21E-04	1.01E-02
10460	3.87E-06	-1.68E-03	-5.94E-03	-2.05E-04	-3.18E-03	-3.75E-04	7.68E-03
10236	6.30E-04	7.19E-04	-8.65E-04	6.79E-04	2.85E-04	8.61E-04	2.50E-03
10760	-2.04E-05	-1.59E-03	-5.72E-03	-2.44E-04	-3.01E-03	-4.51E-04	7.34E-03
10589	5.79E-05	-8.55E-04	-3.44E-03	-3.85E-05	-1.73E-03	-6.91E-05	4.34E-03
10330	-1.13E-04	-1.77E-03	-6.62E-03	-2.49E-04	-3.43E-03	-5.01E-04	8.40E-03
11265	-5.57E-05	-1.82E-03	-7.11E-03	-3.01E-04	-3.59E-03	-5.99E-04	8.97E-03

TENDÓN ROTULIANO

Node ID	XX	YY	ZZ	XY	YZ	ZX	Von-Mises
57383	1.77E-06	-8.43E-05	-1.34E-02	-3.04E-05	9.12E-04	3.62E-05	1.35E-02
57737	-8.92E-05	-5.92E-05	-1.19E-02	5.03E-05	5.23E-04	-7.01E-04	1.19E-02
57720	5.77E-05	3.71E-05	-1.04E-02	1.51E-05	2.72E-04	-1.15E-04	1.05E-02
57491	-4.71E-05	-1.54E-05	-1.37E-02	-7.23E-06	4.64E-04	-5.43E-04	1.37E-02
57855	3.67E-06	1.02E-04	-6.33E-03	-4.72E-05	1.46E-04	-2.92E-04	6.41E-03
57437	6.83E-05	1.87E-05	-6.86E-03	1.27E-05	2.61E-04	-3.38E-04	6.95E-03

- **DESPLAZAMIENTOS PARA CARGA DE TORSIÓN**

Result Name : Result 2
Load Case : Load Case 1
Iteration : Static Step 1
Result : Displacement - Nodal
Units : mm

TÍBIA

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
106121	-215.034E-3	-62.060E-3	90.436E-3	241.391E-3
106234	-203.525E-3	-77.352E-3	90.692E-3	235.862E-3
107003	-316.850E-3	235.357E-3	39.152E-3	396.636E-3
108713	-176.201E-3	603.846E-3	-52.820E-3	631.242E-3
109557	-154.962E-3	526.194E-3	-55.373E-3	551.326E-3
110043	-994.594E-3	1.027E+0	-51.951E-3	1.431E+0
110194	-411.960E-3	666.738E-3	-42.144E-3	784.874E-3
115521	42.256E-3	309.232E-3	-83.468E-3	323.074E-3
122011	-274.523E-3	21.351E-3	88.636E-3	289.266E-3
122369	11.333E-3	16.693E-3	-1.771E-3	20.254E-3
123865	95.498E-3	554.926E-3	-119.065E-3	575.533E-3
128096	-19.371E-3	219.458E-3	-40.255E-3	223.958E-3

Minimum	-994.594E-3	-77.352E-3	-119.065E-3	20.254E-3
Node ID	110043	106234	123865	122369
Maximum	95.498E-3	1.027E+0	90.692E-3	1.431E+0
Node ID	123865	110043	106234	110043

PERONÉ

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
116881	-339.994E-3	1.856E+0	-300.487E-3	1.911E+0
117588	-271.632E-3	1.355E+0	-223.601E-3	1.400E+0
119320	-153.224E-3	651.559E-3	-101.635E-3	677.006E-3
119680	-92.044E-3	501.841E-3	-86.289E-3	517.458E-3
120037	-258.678E-3	1.096E+0	-167.372E-3	1.139E+0
120070	-238.681E-3	975.931E-3	-144.686E-3	1.015E+0
126776	-85.961E-3	475.739E-3	-81.905E-3	490.332E-3
127177	-178.962E-3	798.725E-3	-126.354E-3	828.223E-3
127592	-323.915E-3	1.733E+0	-289.826E-3	1.787E+0
128504	-226.710E-3	2.238E+0	-382.810E-3	2.282E+0
Minimum	-339.994E-3	475.739E-3	-382.810E-3	490.332E-3
Node ID	116881	126776	128504	126776
Maximum	-85.961E-3	2.238E+0	-81.905E-3	2.282E+0
Node ID	126776	128504	126776	128504

LIGAMENTO LATERAL INTERNO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
55778	-155.714E-3	-127.455E-3	100.075E-3	224.737E-3
55864	-196.861E-3	-103.408E-3	97.880E-3	242.957E-3
56050	-169.683E-3	-132.826E-3	104.442E-3	239.464E-3
56069	-171.966E-3	-56.688E-3	80.387E-3	198.111E-3
56189	-196.547E-3	48.199E-3	58.363E-3	210.618E-3
56393	-175.037E-3	-140.574E-3	107.825E-3	249.048E-3
Minimum	-196.861E-3	-140.574E-3	58.363E-3	198.111E-3
Node ID	55864	56393	56189	56069
Maximum	-155.714E-3	48.199E-3	107.825E-3	249.048E-3
Node ID	55778	56189	56393	56393

FÉMUR

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
162936	-95.233E-3	-111.293E-3	72.002E-3	163.217E-3
164634	-49.635E-3	71.121E-3	1.164E-3	86.736E-3
165310	-68.062E-3	-27.504E-3	36.817E-3	82.125E-3
168089	-28.792E-3	160.573E-3	-35.521E-3	166.956E-3
168417	1.334E-3	51.684E-3	-16.059E-3	54.137E-3

169417	-125.153E-3	-112.009E-3	82.692E-3	187.210E-3
172169	-163.633E-3	18.544E-3	57.664E-3	174.484E-3
172481	-2.457E-3	104.256E-3	-26.909E-3	107.701E-3
173781	-25.422E-3	250.931E-3	-61.097E-3	259.510E-3
Minimum	-163.633E-3	-112.009E-3	-61.097E-3	54.137E-3
Node ID	172169	169417	173781	168417
Maximum	1.334E-3	250.931E-3	82.692E-3	259.510E-3
Node ID	168417	173781	169417	173781

MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
179491	-222.152E-3	-150.159E-3	135.055E-3	300.232E-3
179661	-198.054E-3	-169.476E-3	141.052E-3	296.384E-3
179979	-290.411E-3	-144.860E-3	137.049E-3	352.286E-3
180188	-414.207E-3	-104.145E-3	132.489E-3	447.177E-3
180798	-337.384E-3	-56.803E-3	115.283E-3	361.033E-3
181510	-122.609E-3	-139.415E-3	117.972E-3	219.970E-3
181598	-34.242E-3	-58.531E-3	39.369E-3	78.411E-3
181804	-131.477E-3	-104.567E-3	84.241E-3	187.928E-3
182350	-140.669E-3	-107.297E-3	87.032E-3	197.167E-3
182561	-354.714E-3	81.466E-3	84.165E-3	373.554E-3
183133	-57.513E-3	-34.894E-3	6.255E-3	67.561E-3
183319	-24.721E-3	-21.300E-3	6.321E-3	33.238E-3
183648	-328.585E-3	-162.703E-3	151.546E-3	396.745E-3
184044	-319.328E-3	-74.590E-3	118.857E-3	348.800E-3
Minimum	-414.207E-3	-169.476E-3	6.255E-3	33.238E-3
Node ID	180188	179661	183133	183319
Maximum	-24.721E-3	81.466E-3	151.546E-3	447.177E-3
Node ID	183319	182561	183648	180188

TENDÓN DEL CUADRICEPS

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
10035	20.510E-3	16.614E-3	-7.950E-3	27.566E-3
10052	128.928E-3	113.386E-3	-72.638E-3	186.427E-3
10330	128.349E-3	26.256E-3	-58.311E-3	143.398E-3
10454	84.787E-3	3.561E-3	-41.388E-3	94.416E-3
10479	81.851E-3	78.138E-3	-41.321E-3	120.468E-3
10669	54.928E-3	16.505E-3	-26.190E-3	63.051E-3
10790	31.253E-3	-16.361E-3	-13.755E-3	37.863E-3
10808	22.344E-3	-14.697E-3	-7.834E-3	27.868E-3
Minimum	20.510E-3	-16.361E-3	-72.638E-3	27.566E-3
Node ID	10035	10790	10052	10035
Maximum	128.928E-3	113.386E-3	-7.834E-3	186.427E-3
Node ID	10052	10052	10808	10052

TENDÓN DEL BICEPS

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
135835	-29.442E-3	22.705E-3	10.775E-3	38.710E-3
136034	-8.563E-3	244.052E-3	-8.189E-3	244.339E-3
136073	-29.299E-3	159.368E-3	4.949E-3	162.115E-3
136266	27.142E-3	268.393E-3	-27.254E-3	271.135E-3
136278	9.196E-3	328.945E-3	-31.743E-3	330.601E-3
136310	-21.567E-3	122.800E-3	-3.477E-3	124.728E-3
136395	-127.950E-3	513.505E-3	-79.593E-3	535.157E-3
136415	-33.980E-3	420.846E-3	-69.865E-3	427.956E-3
136475	-109.712E-3	472.474E-3	-68.403E-3	489.844E-3
136490	-863.702E-6	388.390E-3	-62.488E-3	393.386E-3
Minimum	-127.950E-3	22.705E-3	-79.593E-3	38.710E-3
Node ID	136395	135835	136395	135835
Maximum	27.142E-3	513.505E-3	10.775E-3	535.157E-3
Node ID	136266	136395	135835	136395

TENDÓN ROTULIANO

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
57359	148.730E-3	115.652E-3	-85.514E-3	206.903E-3
57382	137.218E-3	172.424E-3	-84.390E-3	235.967E-3
57453	146.692E-3	145.275E-3	-87.045E-3	224.054E-3
57528	110.773E-3	155.984E-3	-74.955E-3	205.474E-3
57581	114.973E-3	134.798E-3	-73.878E-3	191.957E-3
57743	138.883E-3	213.219E-3	-87.063E-3	268.944E-3
57936	129.831E-3	247.746E-3	-93.085E-3	294.786E-3
57945	147.444E-3	159.115E-3	-88.413E-3	234.253E-3
Minimum	110.773E-3	115.652E-3	-93.085E-3	191.957E-3
Node ID	57528	57359	57936	57581
Maximum	148.730E-3	247.746E-3	-73.878E-3	294.786E-3
Node ID	57359	57936	57581	57936

MENISCOS

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
59382	-98.341E-3	-53.956E-3	59.438E-3	126.945E-3
59398	-114.263E-3	-59.736E-3	66.276E-3	144.972E-3
59504	-199.361E-3	-50.020E-3	79.833E-3	220.500E-3
60006	-53.021E-3	3.524E-3	30.743E-3	61.390E-3
60222	-180.223E-3	52.670E-3	47.423E-3	193.658E-3
60260	-204.140E-3	37.995E-3	56.740E-3	215.258E-3
60516	-193.558E-3	-42.982E-3	76.430E-3	212.493E-3
133928	-15.203E-3	227.636E-3	-59.232E-3	235.706E-3
134162	-190.069E-3	295.368E-3	3.589E-3	351.257E-3
134667	-124.627E-3	304.505E-3	-28.841E-3	330.284E-3

134830	-180.220E-3	248.603E-3	12.101E-3	307.293E-3
134859	-140.914E-3	197.660E-3	4.169E-3	242.783E-3
135187	-14.927E-3	287.085E-3	-68.401E-3	295.498E-3
Minimum	-204.140E-3	-59.736E-3	-68.401E-3	61.390E-3
Node ID	60260	59398	135187	60006
Maximum	-14.927E-3	304.505E-3	79.833E-3	351.257E-3
Node ID	135187	134667	59504	134162

RÓTULA

Node ID	X	Y	Z	Magnitude
5563	155.571E-3	78.481E-3	-78.596E-3	191.152E-3
6196	141.471E-3	183.566E-3	-93.152E-3	249.776E-3
6637	179.514E-3	-29.465E-3	-66.819E-3	193.800E-3
6982	144.452E-3	4.047E-3	-59.265E-3	156.190E-3
7398	158.253E-3	74.214E-3	-78.542E-3	191.626E-3
7520	144.934E-3	164.328E-3	-90.972E-3	237.246E-3
8120	197.691E-3	68.398E-3	-93.669E-3	229.203E-3
Minimum	141.471E-3	-29.465E-3	-93.669E-3	156.190E-3
Node ID	6196	6637	8120	6982
Maximum	197.691E-3	183.566E-3	-59.265E-3	249.776E-3
Node ID	8120	6196	6982	6196